

Evaluace algoritmu pro hodnocení kontinuálního krevního tlaku vzhledem ke stávajícím metodám

Evaluation Algorithm for Continuous Blood Pressure with Current to Existing Methods

Bc. Vendula Mahrová

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Ostrava, 2021

Abstrakt

Cílem diplomové práce je objasnění možnosti kontinuálního měření krevního tlaku neinvazivní metodou a tvorba měřicího řetězce pro následnou evaluaci na kardiovaskulárním modelu. Teoretická část práce je zaměřena na analýzu dosavadního stavu problematiky a stávajících algoritmů pro měření krevního tlaku kontinuálně neinvazivním způsobem. V práci je provedena rešerše jednotlivých metod neinvazivního měření krevního tlaku s rozdělením na kontinuální a diskrétní metody. Praktická část práce je zaměřena na tvorbu měřicího řetězce a následné snímání biologických signálů pro vyhodnocení hodnoty krevního tlaku z kardiovaskulárního modelu. Pro kontrolu správnosti algoritmů je provedeno kontrolní měření na lidech. Analýza veškerých zjištěných dat, naměřených na kardiovaskulárním modelu i na lidech, je provedena v softwarovém prostředí Matlab a statisticky zpracována a zhodnocena v softwarovém prostředí R-studio. V poslední části práce je popsána závislost hodnoty krevního tlaku na jednotlivých změnách fyziologických parametrů či době přenosu pulzu.

Klíčová slova

Doba přenosu pulzu, Rychlost pulzní vlny, Kontinuální měření krevního tlaku kontinuálně, Pletysmografie, Elektrokardiografie, Fonokardiografie

Abstract

The aim of the diploma thesis is to clarify the possibility of continuous measurement of blood pressure by non-invasive method and the creation of a measuring chain for subsequent evaluation on a cardiovascular model. The theoretical part of the work is focused on the analysis of the current state of the art and existing algorithms for measuring blood pressure in a continuously non-invasive manner. The work is a search of individual methods of non-invasive blood pressure measurement with the division into continuous and discrete methods. The practical part of the work is focused on the creation of a measuring chain and subsequent sensing of biological signals for the evaluation of blood pressure from a cardiovascular model. To check the correctness of the algorithms, control measurements are performed on humans. The analysis of all detected data, measured on the cardiovascular model and on humans, is performed in the Matlab software environment and statistically processed and evaluated in the R-studio software environment. The last part of the work describes the dependence of the blood pressure value on individual changes in physiological parameters or the time of pulse transmission.

Key words

Pulse transit time, Pulse wave velocity, Continuous blood pressure measurement, Plethysmography, Electrocardiography, Phonocardiography

Poděkování

Ráda bych poděkovala prof. Ing. Markovi Penhakerovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této diplomové práce.

Obsah

Seznam použitých symbolů	- 8 -
Seznam použitých zkratek	- 9 -
Seznam ilustrací	- 10 -
Seznam tabulek	- 11 -
Úvod	- 12 -
1 Srdce	- 13 -
1.1 Stavba srdce	- 13 -
1.2 Biomechanika krevního oběhu	- 13 -
1.2.1 Srdeční cyklus	- 13 -
2 Krevní tlak	- 15 -
2.1 Vznik krevního tlaku	- 16 -
2.2 Hodnoty krevního tlaku	- 16 -
2.2.1 Vysoký krevní tlak	- 17 -
2.2.2 Nízký krevní tlak	- 17 -
2.3 Variabilita krevního tlaku	- 17 -
2.4 Laminární a turbulentní proudění krve	- 18 -
3 Metody měření krevního tlaku	- 19 -
3.1 Přímé metody měření krevního tlaku	- 19 -
3.2 Nepřímé metody měření krevního tlaku	- 19 -
3.2.1 Auskultační metoda	- 20 -
3.2.2 Oscilometrická metoda	- 20 -
3.3 Neinvazivní kontinuální měření krevního tlaku	- 20 -
3.3.1 Metoda závislá na rychlosti pulzních vln	- 20 -
3.3.2 Metoda prstové manžety	- 23 -
3.3.3 Aplanační tonometrie	- 23 -
4 Rešerše publikované literatury	- 24 -
4.1 Cíl rešerše:	- 24 -
4.2 Výsledky rešerše:	- 38 -
5 Návrh ověřovací procedury měření	- 39 -
5.1 Tvorba měřicího řetězce na kardiovaskulárním modelu	- 39 -
5.2 Tlakový snímač pro snímání referenčního tlaku na R-kmitu	- 40 -

5.2.1	Vnitřní zapojení tlakového senzoru MPS20N0040D-D	- 41 -
5.2.2	Ověření funkčnosti tlakových snímačů	- 41 -
5.3	Tenzometr	- 43 -
5.4	Periferní odpor	- 43 -
5.5	Fonokardiograf	- 44 -
5.6	Měřicí řetězec na kardiovaskulárním modelu	- 45 -
5.7	Kontrolní měřicí řetězec na člověku	- 47 -
5.8	Pletysmo snímač	- 48 -
5.9	Postup měření	- 49 -
6	Nastavení parametrů na kardiovaskulárním modelu	- 51 -
6.1	Nastavitelné parametry na pumpě	- 52 -
6.2	Zpracování naměřených dat v Matlabu	- 52 -
6.3	Měření průběhy na kardiovaskulárním modelu	- 53 -
7	Statistické zpracování naměřených dat	- 55 -
7.1	Závislost R-kmitu na pulzní vlně pro výpočet krevního tlaku	- 55 -
7.1.1	Ověření normálního rozdělení dat	- 55 -
7.1.2	Statistická významnost	- 57 -
7.1.3	Bodové a intervalové odhady rozdílu tlaku u poměru systoly a diastoly	- 59 -
7.1.4	Bodový a 95% intervalový odhad rozdílu středních hodnot	- 59 -
7.1.5	Nulová a alternativní hypotéza	- 59 -
7.2	Závislost fonokardiogramu na R-kmitu	- 61 -
7.2.1	Ověření normálního rozdělení dat	- 62 -
7.2.2	Statistická významnost	- 62 -
7.2.3	Nulová a alternativní hypotéza	- 63 -
7.3	Závislost krevního tlaku na jednotlivých parametrech	- 63 -
7.3.1	Závislost tepové frekvence na tlaku	- 63 -
7.3.2	Závislost PTT na tlaku	- 64 -
7.3.3	Závislost pulzního tlaku na poměru systoly a diastoly	- 64 -
7.3.4	Závislost rozdílu tlaku na poměrech	- 65 -
7.3.5	Závislost systolického a diastolického tlaku na poměrech	- 66 -
7.3.6	Závislost PWV na tlaku	- 67 -
	Závěr	- 68 -
	Použitá literatura	- 70 -

Seznam příloh.....	I
--------------------	---

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
P	mm Hg	Tlak
m	kg	Hmotnost
t	s	Čas

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
D_{TK}	Diastolický krevní tlak
EKG	Elektrokardiografie
PAT_d	Doba příchodu tlakové vlny k distální části tepny
PAT_p	Doba příchodu tlakové vlny k proximální části tepny
PEP	Preejekční perioda
PPG	Pletysmografie
PTT	Doba přenosu pulzu (Pulse Transit Time)
PWV	Rychlost arteriálního pulzu (Pulse Wave Velocity)
SA_{TK}	Střední arteriální tlak
S_{TK}	Systolický krevní tlak
VTT	Doba vaskulárního přechodu
$pA(t)$	Intraarteriální tlak
$pC(t)$	Tlak v manžetě
$pT(t)$	Transmulární tlak

Seznam ilustrací

Obrázek 1: Závislost arteriální tuhosti na centrálním krevním tlaku [15].....	- 21 -
Obrázek 2: Rychlost tlakové vlny při cestě z aortální chlopně do aortální bifurkace [15].....	- 22 -
Obrázek 3: Blokové schéma metod pro měření krevního tlaku neinvazivně	- 24 -
Obrázek 4: Manžeta je umístěna na horní část paže a radiální tepna je palpovaná [19].....	- 26 -
Obrázek 5: Závislost velikosti amplitudy oscilace na hodnotě krevního tlaku [20]	- 28 -
Obrázek 6: Pulzní vlna [23]	- 29 -
Obrázek 7: Závislost fonokardiogramu na pletysmogramu [25].....	- 31 -
Obrázek 8: Závislost fyziologických signálů pro odhad krevního tlaku [29]	- 36 -
Obrázek 9: Sedlo tlakového snímače	- 40 -
Obrázek 10: Vnitřní zapojení tlakového senzoru	- 41 -
Obrázek 11: Test těsnosti tlakových snímačů.....	- 42 -
Obrázek 12: Komerční tlakový snímač (vlevo) a vytvořený snímač (vpravo)	- 42 -
Obrázek 13: Návrh periferního odporu.....	- 44 -
Obrázek 14: Závislost fonokardiogramu na R-kmitu.....	- 45 -
Obrázek 15: Návrh měřicího řetězce	- 46 -
Obrázek 16: Měřicí řetězec na kardiovaskulárním modelu	- 47 -
Obrázek 17: Kontrolní měřicí řetězec na člověku	- 48 -
Obrázek 18: Postup měření	- 50 -
Obrázek 19: Měření biologických signálů na modelu.....	- 51 -
Obrázek 20: Srdeční signály snímané na kardiovaskulárním modelu	- 53 -
Obrázek 21: Empirické posouzení normality u poměru (30:70)	- 56 -
Obrázek 22: Empirické posouzení normality u poměru (25:75)	- 56 -
Obrázek 23: Empirické posouzení normality u poměru (35:65)	- 56 -
Obrázek 24: Empirické posouzení normality u poměru (40:60)	- 57 -
Obrázek 25: Empirické posouzení normality u poměru (45:55)	- 57 -
Obrázek 26: Histogram rozdílů tlaku u fyziologického poměru.....	- 58 -
Obrázek 27: Závislost fonokardiogramu na R-kmitu.....	- 61 -
Obrázek 28: Empirické posouzení normality dat.....	- 62 -
Obrázek 29: Závislost tepové frekvence na tlaku u KV modelu	- 63 -
Obrázek 30: Závislost doby přenosu pulzu na tlaku	- 64 -
Obrázek 31: Závislost pulzního tlaku na poměry systoly a diastoly	- 64 -
Obrázek 32: Závislost rozdílů tlaku na poměru systoly a diastoly.....	- 65 -
Obrázek 33: Závislost diastolického tlaku na poměru systoly a diastoly.....	- 66 -
Obrázek 34: Závislost systolického tlaku na poměru systoly a diastoly	- 66 -
Obrázek 35: Závislost rychlosti pulzu na tlaku	- 67 -

Seznam tabulek

<i>Tabulka 1: Fyziologické hodnoty krevního tlaku ve vzestupné aortě u mladých jedinců [7].....</i>	<i>- 16 -</i>
<i>Tabulka 2: Hodnoty krevního tlaku [9].....</i>	<i>- 17 -</i>
<i>Tabulka 3: Nastavitelné parametry na pumpě.....</i>	<i>- 52 -</i>
<i>Tabulka 4: Exaktní posouzení normality rozdílu tlaku.....</i>	<i>- 55 -</i>
<i>Tabulka 5: Studentův t-test na hladině významnosti 0,05</i>	<i>- 58 -</i>
<i>Tabulka 6: Bodový a intervalový odhad</i>	<i>- 59 -</i>
<i>Tabulka 7: Nulová a alternativní hypotéza rozdílu tlaku všech poměrů</i>	<i>- 60 -</i>
<i>Tabulka 8: Exaktní posouzení normality dat rozdílu fono od R-kmitu.....</i>	<i>- 62 -</i>
<i>Tabulka 9: Studentův t-testu na hladině významnosti 0,05</i>	<i>- 62 -</i>
<i>Tabulka 10: Nulová a alternativní hypotéza rozdílu fono od R-kmitu.....</i>	<i>- 63 -</i>

Úvod

Krevní tlak je měřená veličina, jehož fyziologická hodnota je velmi důležitá pro stav kardiovaskulárního systému. Bez tlaku by nebyl možný transport krve oběhovým systémem, dodávka kyslíku a živin do tkání a orgánů. Z tohoto důvodu patří hodnota krevního tlaku mezi nejčastěji měřené veličiny. Krevní tlak je ovlivněn vnitřními i vnějšími faktory.

Hodnota krevního tlaku je sledována při většině rutinních, i u velmi složitých lékařských vyšetření. Při rutinních vyšetřeních je krevní tlak měřen intermitentně pomocí tlakové manžety umístěné na horní paži, která omezuje průtok krve. Při těchto neinvazivních měřeních krevního tlaku, je systolický a diastolický tlak měřen v diskrétních časových úsecích a chybí tak velmi důležité informace o mezidobí. Diskrétní neinvazivní způsob měření může často způsobit nekonformitu pro pacienta a může být zdrojem mnoha chyb. Některá kardiovaskulární či jiné závažná onemocnění vyžadují kontinuální měření krevního tlaku, a to přímým napojením do cévního řečiště. Tento způsob měření je pro pacienty omezující a nepříjemný, a proto je v současné době věnovaná pozornost možnosti neinvazivního měření krevního tlaku kontinuálně. Jsou zkoumány vztahy mezi krevním tlakem a jinými biologickými signály, které lze z pacienta měřit neinvazivně. Ukazuje se, že hodnota krevního tlaku je závislá na činnosti srdce, šíření biologických signálů a stavu cévní soustavy. Pulzní vlna obsahuje cenné informace o krevním tlaku a díky neinvazivnímu způsobu měření je ideální, spolu s jinými biologickými signály, pro neinvazivní kontinuální monitorování hodnoty krevního tlaku.

Tato diplomová práce je zaměřena na evaluaci algoritmu pro hodnocení měření krevního tlaku neinvazivně a kontinuálně. V první části práce je provedeno analyzování dosavadního stavu problematiky a stávajících algoritmů pro neinvazivní měření krevního tlaku kontinuálně. Následně je nutná tvorba měřicího řetězce, která je pro výsledek práce velmi důležitá, a to z důvodu určování hodnoty krevního tlaku z biologických veličin snímaných na kardiovaskulárním modelu. Na kardiovaskulárním modelu je provedeno snímání tlakové vlny, pulzní křivky, signálu elektrické aktivity pumpy simulující srdce a snímání jejich ozev. Měřená data jsou následně analyzována pro zjištění závislosti mezi šířením biologických signálů a hodnotou krevního tlaku. Hodnota krevního tlaku je určovaná z časového zpoždění přenosu arteriálního pulzu z aortální chlopně do periferního místa. Doba přenosu pulzu je zaznamenána, analyzována a následně pomocí algoritmu převedena na hodnotu krevního tlaku. Tato hodnota krevního tlaku je následně evaluována s referenční hodnotou krevního tlaku měřeného pomocí tlakového snímače. Pro ověření funkčnosti algoritmu na kardiovaskulárním modelu je zároveň provedeno snímání biologických signálů i ze člověka. Všechny rozdíly mezi hodnotou referenčního tlaku a tlaku získaného pomocí algoritmu, jsou statisticky zpracovány v poslední části diplomové práce.

1 Srdce

Srdce je dutý vazivově svalový orgán, který pumpuje krev do cév a tím dochází ke vzniku krevního tlaku. Hlavní úlohou srdce je zajištění oběhu krve v těle. Transport krve oběhovým systémem zajišťuje dodávku kyslíku a živin do tkání a orgánů. Tvar srdce připomíná obrácenou pyramidu o hmotnosti 230 až 340 gramů. Srdeční hmotnost je závislá na objemu srdeční svaloviny. U žen je hmotnost srdce nižší než u mužského pohlaví. V klimakteriu se srdeční hmotnost u obou pohlaví vyrovná. Srdce je uloženo mezi levou a pravou plicí v dutině hrudní. Hrot srdce dosedá na bránici a báze směřuje směrem nahoru. U dospělého jedince je asi 15 centimetrů dlouhé a 10 centimetrů široké. Srdce je uloženo v zevním obalu, který je nazýván pericardium. [1], [2], [3]

1.1 Stavba srdce

Na srdeční stěně jsou tři vrstvy, epikard, myokard a endokard. Myokard neboli svalovina srdeční je nejsilnější v levé komoře, kde dochází k vytlačení krve ze srdce do aorty. Při stahu dochází ke zkrácení vláken v myokardu. Endokard je tenkou blánou, která tvoří cípaté chlopně mezi pravými a levými síněmi a komorami. Srdeční chlopně zajišťují tok krve jedním směrem. Při systole dochází k vypuzení krve do tepen a následným zabráněním zpětnému proudění při diastole. Mezi síněmi a komorami jsou dvě cípaté chlopně, které jsou opatřeny vazivovými vlákny, díky kterým udržují chlopně normální polohu. Dále je chlopeň trojčípá umístěna mezi pravou komorou a síní a chlopeň mitrální mezi levou komorou a síní. Mezi velice odolné chlopně se řadí chlopeň pulmonální a aortální. Pulmonální chlopeň odděluje pravou komoru od plicní tepny. Aortální chlopeň odděluje aortu od levé komory. Tyto chlopně jsou charakteristické jemností, ale zároveň vysokou pevností a odolností. Díky těmto vlastnostem snášejí vysoký tlak krve a nepřetržité údery. Chlopeň se při správné činnosti rychle otevře a zase zavře. Při nesprávném otevření může dojít k poškození chlopně turbulentním prouděním. Srdce je děleno na pravou a levou polovinu pomocí svalové přepážky. [1], [2], [3]

Transport krve oběhovým systémem zajišťuje dodávku kyslíku a živin do tkání a orgánů. Jedna třetina srdce je umístěna na pravé straně a dvěma třetinami na levé straně od střední čáry v mediastinu za sternem. Pericardium neboli osrdečník je obal, ve kterém je srdce uloženo. Srdce je z hlediska funkčnosti rozděleno na pravou a levou část. Pravá polovina srdce vypuzuje krev do plic, kde dochází k okysličení. Druhá polovina zajišťuje dodávku okysličené krve do celého těla. Koronární tepny zajišťují přívod okysličené krve k srdci. Od aorty se oddělují těsně za poloměsíčitými chlopněmi. [1], [2], [3]

1.2 Biomechanika krevního oběhu

Kardiovaskulární systém je dělen na cirkulaci plicní a systémovou. Plicní cirkulaci tvoří pravá strana srdce, plíce a cirkulace systémová. Ta zajišťuje dodávku krve do jednotlivých orgánů. Cirkulace jsou uspořádány za sebou, aby protékal stejný objemový průtok komorami pro zachování fyziologické funkce lidského těla, která zajišťuje dodávku kyslíku a živin ke tkáním a orgánům a zároveň odvádí odpadní produkty metabolismu, které v tkáních vznikají. [4]

1.2.1 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus je děj neustále se opakující systoly a diastoly. Při systole je do krevního řečiště vypuzena krev ze srdce, zatímco při diastole dochází k plnění síní a komor krví. Během fáze diastoly

je chlopeň pulmonální a aortální uzavřena a otevřena je chlopeň trojcípá a mitrální. Při této fázi má nitrokomorový tlak nulovou hodnotu, která během plnění mírně roste. Krev je do komor poháněna díky tlaku v síních, který může dosahovat hodnoty až 16 mm Hg. Systola začíná fází izovolumické kontrakce, kdy dochází k rychlému plnění komor. Následně dochází ke zvýšení komorového tlaku při kontrakci myokardu. Dochází k uzavření chlopně trojcípé a mitrální a k uzavření chlopně pulmonální a aortální. V předposlední fázi systoly je komorový tlak větší než hodnota diastolického tlaku v aortě a plicnici. Při otevření pulmonální a aortální tepny dochází k vypuzení krve do tepen. Izovolumická relaxace je poslední fází srdečního cyklu. Dochází při ní k uzavření aortální a pulmonální chlopně, díky tomu dochází k poklesu komorového tlaku. Nový srdeční cyklus nastává při otevření chlopně trojcípé a mitrální. [4]

2 Krevní tlak

Krevní tlak je často měřenou veličinou, jehož fyziologická hodnota je pro stav kardiovaskulárního systému velmi důležitá. Krevní tlak je ovlivněn vnitřními i vnějšími faktory. Bez tlaku by nebyl možný transport krve oběhovým systémem, dodávka kyslíku a živin do tkání a orgánů. Fyziologická hodnota systolického krevního tlaku ve vzestupné aortě je u mladých lidí 120 mm Hg, hodnota diastolického krevního tlaku je 80 mm Hg. Krev zajišťuje dodávku kyslíku a živin ke tkáním a orgánům a zároveň odvádí odpadní produkty metabolismu, které v tkáních vznikají. Krev je pro tělo důležitá svými vlastnostmi. Tok krve našim tělem je zajištěn tlakovým gradientem, tedy rozdílem tlaků na začátku a konci cévy. Krevní tlak má nejvyšší hodnotu na začátku cévního řečiště a na konci hodnotu nejnižší. Při vypuzení krve ze srdce do aorty je působící tlak nejvyšší. Zde je důležitá tzv. funkce pružníku. Tato schopnost velkých cév, zejména aorty, je způsobena vysokou elasticitou cévní stěny, která zajistí přeměnu krevního proudu z charakteru nárazového na kontinuální, a to směrem k vlásečnicím, kde je hodnota tlaku krve nejnižší. Hodnota krevního tlaku závisí na několika faktorech, zejména na pohlaví a věku. Hodnota krevního tlaku u kojenců je nejnižší. S přibývajícím věkem se hodnota krevního tlaku zvyšuje. V pubertě jsou hodnoty vyšší u chlapců, v klimakteriu se hodnoty krevního tlaku u obou pohlaví vyrovnají. Ve stáří naopak stoupá tlak spíše u žen. U starších lidí se zvyšuje zejména systolický tlak, diastolický stoupá minimálně. Příčinou vyššího systolického tlaku je ztráta elasticity cévní stěny, jelikož s přibývajícím věkem se zvětšuje obsah kolagenního vaziva ve stěně, dojde k poklesu poddajnosti tepen. [5], [6], [7]

Krevní tlak představuje sílu působící krve na stěnu tepny, který je tvořen vytlačováním krve při každém úderu srdce. Krevní tlak je reprezentován dvěma číselnými hodnotami. První číselná hodnota reprezentuje tlak systolický. Systolický tlak je tlakem nejvyšším a nastává během systoly. Druhá hodnota krevního tlaku reprezentuje tlak diastolický. Tento tlak, je tlakem nejnižším, který nastává při diastole. Rozdílem těchto dvou číselných hodnot získáváme tlak pulzový, přezdívaný tlakovou amplitudou. Poslední hodnotou, která je užívána při měření krevního tlaku, je tlak střední, který bývá ovlivňován srdeční frekvencí. Střední tlak je průměr tlaku krve. Nelze jej počítat průměrem systolického a diastolického krevního tlaku, z důvodu delšího trvání diastoly. Z toho důvodu je střední tlak počítaný z následujícího vzorce. [5], [6], [7]

$$SA_{TK} = \frac{1}{3}S_{TK} + \frac{2}{3}D_{TK} \quad (1)$$

SA_{TK} Střední arteriální tlak

S_{TK} Systolický krevní tlak

D_{TK} Diastolický krevní tlak

Tabulka 1: Fyziologické hodnoty krevního tlaku ve vzestupné aortě u mladých jedinců [7]

Krevní tlak	Číselná hodnota krevního tlaku
Tlak systolický	120 mm Hg
Tlak diastolický	70 mm Hg
Tlak střední	90 mm Hg
Tlak pulzový	50 mm Hg

mm Hg.....milimetr rtuťového sloupce

2.1 Vznik krevního tlaku

Krevní tlak vzniká při stahu srdečního svalu, díky kterému je krev vypuzována do aorty a plicnice. Tlak krve závisí na vzdálenosti cévy od aorty. Čím je céva vzdálenější od aorty, tím je tlak nižší, naopak u cév blízko aorty je tlak vyšší. Krevní tlak je nejvyšší na začátku krevního řečiště a na jeho konci nejnižší. Krevní tlak se dělí na centrální, periferní, arteriální a venózní podle místa měření.

Krevní tlak je možné měřit dvěma způsoby, invazivně a neinvazivně. Invazivní měření krevního tlaku je využíváno například k měření centrálního tlaku, který je měřen nejčastěji v srdečních komorách. Invazivní cestou je krevní tlak měřen na obtížně dostupných místech pro neinvazivní měření nebo z důvodu spojitého měření v čase. Neinvazivní měření krevního tlaku je prováděno několika metody. [8]

2.2 Hodnoty krevního tlaku

U dospělého zdravého jedince dosahuje normální hodnota krevního tlaku hodnoty 120/80 mm Hg. Tato fyziologická hodnota je odlišná například u lidí se srdečním onemocněním, u lidí s onemocněním ledvin, u diabetiků a dětí. U dětí je hodnota krevního tlaku podstatně nižší než u dospělého jedince a bývá ve většině případů měřena od třetího roku dítěte. Krevní tlak se mění v průběhu života s přibývajícím věkem. V pubertě je hodnota krevního tlaku vyšší u mužského pohlaví. V klimakteriu dochází k vyrovnání krevního tlaků obou pohlaví. Ve stáří tlak stoupá převážně ženám. Dochází ke zvyšování převážně tlaku systolického, z důvodu ztráty elasticity cévní stěny. Tlak diastolický stoupá minimálně. [9]

Tabulka 2: Hodnoty krevního tlaku [9]

Hodnoty krevního tlaku			
	Optimální krevní tlak	Vysoký krevní tlak	Nízký krevní tlak
Kojenec	80/45 mm Hg	> 85/50 mm Hg	<80/45 mm Hg
Dítě	110/70 mm Hg	> 120/80 mm Hg	<110/70 mm Hg
Dospělý muž	120/80 mm Hg	> 140/90 mm Hg	<100/60 mm Hg
Dospělá žena	120/80 mm Hg	> 140/90 mm Hg	<100/70 mm Hg
Pacient s diabetickým onemocněním	130/80 mm Hg	> 130/80 mm Hg	<110/60 mm Hg
Pacient s onemocněním ledvin	110/80 mm Hg	> 120/80 mm Hg	<110/60 mm Hg

2.2.1 Vysoký krevní tlak

Vysoký krevní tlak neboli arteriální hypertenze patří mezi civilizační onemocnění, které lze léčit léky či změnou životního stylu. Arteriální hypertenze nastává v případě opakovaného naměření hodnoty tlaku vyšších, než je hodnota 140/90 mm Hg. Hodnotu krevního tlaku ovlivňuje mnoho vnějších i vnitřních faktorů. U starších lidí je arteriální hypertenze běžná, převážně u žen z důvodu ztráty elasticity cévní stěny. V dnešní době je vysoký krevní tlak běžným civilizačním onemocněním, z důvodu současného způsobu života. Při dlouhodobém vysokém tlaku je ohroženo spousta orgánů, včetně srdce a je nutné zahájení léčby. Největší nebezpečí představuje vysoká hodnota diastolického tlaku. Příčinu hypertenze tvoří ve většině případů několik faktorů. Mezi hlavní faktory vysokého tlaku patří stres, obezita, nadměrný přísun soli, alkoholu, genetika či jiné onemocnění. V raném stádiu onemocnění se neprojevují žádné potíže, a proto jej lze objevit jen z pravidelného měření. Hypertenze je jedním z hlavních faktorů pro vznik závažného onemocnění, kterým může být ischemická choroba srdeční či cévní mozková příhoda. [10]

2.2.2 Nízký krevní tlak

Nízký krevní tlak neboli arteriální hypotenze provází celoživotně mnoho lidí. Nízký krevní tlak je diagnostikován po opakovaném naměření hodnoty nižší, než je 100/60 mm Hg. Příčin arteriální hypotenze je několik, jedním z nich je však dědičnost. Jde o odchylku hormonálního či nervového řízení tlaku krve. S přibývajícím věkem může hodnota krevního tlaku stoupat. Hypotenzi trpí zejména vyšší a štíhlé osoby a většinou ji jedinec trpí od narození. Pozdější projev hypotenze může signalizovat projev nemoci. Hlavním projevem nízkého tlaku je únava, slabost, bolest hlavy a pocit slabosti, způsobený nedostatečným prokrvením mozkových cév. Při hypotenzii, srdce nedokáže okysličenou krev dostatečně vytlačit do mozku a tím je cirkulace v cévách pomalejší. [10]

2.3 Variabilita krevního tlaku

Krevní tlak patří k proměnlivým veličinám. Hodnota krevního tlaku odráží stav vnitřního prostředí nebo probíhajících dějů uvnitř organismu. Hodnota krevního tlaku je zvyšována vyšší fyzickou námahou a psychickým rozrušením. Naopak po jídle či po ukončení fyzické aktivity dochází ke snížení hodnoty krevního tlaku. V ranních hodinách při probuzení většinou dochází ke zvýšení tlaku. Tento stav

je způsoben aktivací sympatiku. V noci dochází k jeho poklesu, způsobeným převažující parasympatickou aktivitou. Během dne hodnota krevního tlaku kolísá. Při vysokém pracovním nasazení je tlak vyšší než o volném dni. Existuje i sezónní změna tlaku. V letních dnech je hodnota krevního tlaku nižší. Tento pokles je způsoben vysokou teplotou a rychlou ztrátou tekutin, která je výrazně vyšší než v zimním období. [11]

Tato proměnlivost hodnoty krevního tlaku a jeho ne úplně přesné měření krevního tlaku neinvazivní metodou, způsobuje problémy se stanovením diagnózy a následným vedením léčby. S ohledem na častou změnu tlaku je nutné opakované měření při pravidelných návštěvách v nemocnici či 24hodinové měření krevního tlaku. Každá metoda s sebou nese spoustu chyb, způsobené odchylkou přístroje či lidským faktorem. [11]

2.4 Laminární a turbulentní proudění krve

Laminární proudění nastává, v případě rovnoběžného toku krve v cévě. Rychlost toku krve při laminárním proudění není všude stejná. Ve středu cévy je tok nejrychlejší a směrem ke stěně cévy dochází k jejímu poklesu. Při změně laminárního proudění na turbulentní dochází ke snížení rychlosti proudění krve v cévě a zvýšení viskozity krve. Pro výpočet Reynoldova čísla, díky kterému lze odhadnout změnu laminárního proudění na turbulentní, poslouží tento vzorec:

$$Re = \frac{(\rho \cdot d \cdot v)}{\eta} \quad (2)$$

ρ hustota krve

d průměr cévy

v rychlost toku krve

η viskozita krve

Podle hodnoty Reynoldova čísla zjistíme pravděpodobnost změny laminárního proudění na turbulentní. Čím vyšší je tato hodnota, tím vyšší je pravděpodobnost této změny. Je-li hodnota menší než 2000, pak je proud krve v cévách laminární. Přítomnost turbulence nastává u hodnoty větší než 3000. [12]

Pro neinvazivní měření krevního tlaku bývá turbulentního proudění využito. Při auskultační metodě je tepna zaškrncena manžetou tlakem vyšším, než je systolický tlak v ní. Při postupném snižování tlaku v manžetě, lze registrovat ozvy. Tyto ozvy jsou způsobené změnou laminárního proudění krve na turbulentní proudění. Při první detekci ozev je tlak v manžetě roven systolickému tlaku. Při následném snižování tlaku v manžetě dochází ke změně turbulentního proudění krve na laminární. Při úplném vymizení zvuků je tlak v manžetě roven tlaku diastolickému. Zvuky, které lze registrovat při změně proudění krve, se nazývají Korotkovovy ozvy. [8]

3 Metody měření krevního tlaku

Krevní tlak je možné měřit dvěma různými metodami, metodou přímou a nepřímou. Přímá metoda je založena na principu zavedení kanyly do tepny a následného připojení k manometru. Nepřímá metoda využívá principu zúžení průtoku krve tepnou pomocí nafukovací manžety, která je nasazena na levou horní paži, kde se arteriální tlak nejvíce podobá tlaku centrálnímu. Nafukovací manžeta je připojena ke rtuťovému manometru a nafouknuta na hodnotu vyšší, než je systolický tlak. [8]

3.1 Přímé metody měření krevního tlaku

Hlavní výhodou přímého měření krevního tlaku je možnost spojitého měření v čase. Invazivní měření krevního tlaku je využito při dlouhodobých měřeních a na těžko dostupných místech pro měření neinvazivní. Tento způsob měření krevního tlaku není pro pacienta komfortním, ale dosahuje přesnějších výsledků. [8]

Pro přímé metody měření krevního tlaku je využíván katétr. Snímač pro měření tlaku bývá umístěn na špičce katétru nebo vně katétru. Podle umístění snímače tlaku dělíme katetry na extravaskulární a intravaskulární. Tento způsob měření krevního tlaku dosahuje přesnějších výsledků a je nejčastěji využit pro monitorování životních funkcí. [8]

Dutina katétru je ve většině případů rozdělena na jednotlivé kanálky. Kanálek může být naplněn tekutinou, sloužící pro přenos tlaku z místa měření k extravaskulárnímu snímači. Katétr je zaváděn do tepny či žíly za pomoci duté kovové jehly, kde je skrze jehlu vsunut tenký drát, který je využit jako zavaděč. Dutá jehla je následně vytažena, zatímco tenký drát zůstává zaveden na svém místě. [8]

Pro měření centrálního žilního tlaku v pravé síni či měření tlaku v pravé části srdce se využívá Swan-Ganzův katétr. Při tomto měření není možné přesné stanovení hodnoty systolického a diastolického tlaku, z důvodu deformace tlakové křivky. Z toho důvodu je určeno pouze rozmezí, kde se centrální žilní tlak pohybuje. Tento druh katétru je obohacen nafukovacím balónkem, který je při zavádění do plicnice nafouknut. Balónek ucpe plicnici a je možné tak měření tlaku v zaklíněné plicnici. Dále je možné provést měření tlaku v pravé komoře a středního tlaku v plicnici. [8]

3.2 Nepřímé metody měření krevního tlaku

Ve většině případů je krevní tlak měřen nepřímou. Hlavní nevýhodou této metody je absence kontinuálního měření krevního tlaku. Kontinuální neboli spojitý měření krevního tlaku v čase je velmi důležité při léčbě a diagnostice některých onemocnění. K neinvazivnímu nepřímému měření tlaku je využívána manžeta, která omezuje průtok krve na příslušné končetině. Nafouknuta manžeta je připevněna na levou horní končetinu a pozastavuje průtok krve brachiální artérií. Hodnoty krevního tlaku jsou určovány při pozastavení průtoku krve a při jeho následném obnovení. Pro registraci změn průtoku pod manžetou se využívá několik metod.

Nejčastěji používanou metodou pro nepřímé měření je auskultační metoda. Tato metoda je využita při měření tlaku sfygmomanometrem. Metoda oscilometrická je používána s elektronickými tonometry. [8]

3.2.1 Auskultační metoda

Auskultační neboli Korotkovova metoda, patří mezi nejčastěji využívanou metodu pro měření neinvazivního krevního tlaku. Základním principem metody je regulace průtoku krve nafukovací manžetou, přiloženou na brachiální artérii. Při auskultační metodě je tepna zaškrcena manžetou tlakem vyšším, než je systolický tlak v ní. Při postupném snižování tlaku v manžetě lze registrovat ozvy. Tyto ozvy jsou způsobené změnou laminárního proudění krve na turbulentní proudění. Při prvním objevení ozev, odpovídá tlak v manžetě systolickému tlaku. Při následném snižování tlaku v manžetě dochází ke změně turbulentního proudění krve na laminární. Při úplném vymizení zvuků je tlak v manžetě roven tlaku diastolickému. Zvuky, které lze registrovat při změně proudění krve, se nazývají Korotkovovy ozvy. [8]

K této metodě měření krevního tlaku je využívána manžeta a rtuťový manometr. Mezi manometrem a manžetou je spojení pomocí gumové hadičky. Manžeta je nafouknuta pomocí nafukovacího balónku na hodnotu vyšší, než je systolický tlak. Při upouštění tlaku je přiložen fonendoskop na brachiální artérii, kde se objevují první Korotkovovy ozvy, které jsou z počátku slabé, ale následně jejich intenzita stoupá. V tomto okamžiku je tlak v manžetě roven tlaku systolickému. Při dalším vypouštění tlaku v manžetě Korotkovovy ozvy postupně slábnou. V případě úplné absence ozev je tlak blízký tlaku diastolickému. [8]

3.2.2 Oscilometrická metoda

Oscilometrická metoda patří mezi metody pro neinvazivní měření krevního tlaku. Nafukovací manžeta je připevněna na brachiální artérii a nafouknuta na tlak vyšší, než je předpokládaný systolický tlak pacienta. Při postupném snižování tlaku v manžetě lze registrovat oscilace. V okamžiku nejvyšší amplitudy oscilací, je tlak v manžetě roven střednímu tlaku. Hlavním problémem této metody je správné určení systolického a diastolického tlaku. Krevní tlak je měřen pomocí snímače a A/D převodníku. Systolický tlak je roven hodnotě, kdy amplituda oscilací dosahuje 55 % své maximální hodnoty. Naopak tlak diastolický je roven hodnotě, kdy amplituda oscilací dosahuje 85 % své maximální hodnoty. [8]

3.3 Neinvazivní kontinuální měření krevního tlaku

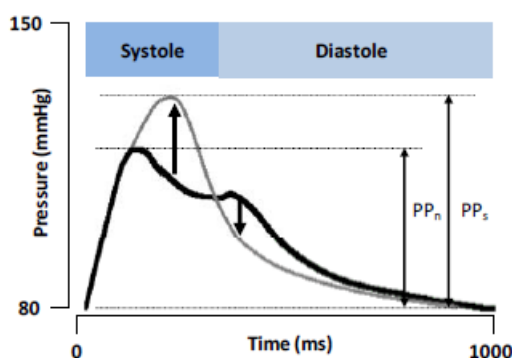
Hypertenze neboli vysoký krevní tlak, často poukazuje na vážné srdeční onemocnění nebo cévní mozkovou příhodu. Z toho důvodu je měření krevního tlaku důležitým vyšetřením. V některých případech je nutné pravidelné nebo časté měření krevního tlaku. Hlavní problém u měření krevního tlaku je, že je měřen nejčastěji v diskrétních časových intervalech, pomocí manžety, která je umístěna na paži pacienta. To může často způsobit nekonformitu pro pacienta a zdroj mnoha chyb. Krevní tlak je možné určit například z pletysmografického měření. Tato metoda s sebou nese spoustu nevýhod, například snižující se přesnost této metody s časem, proto není možné její použití pro dlouhodobé měření. Pro kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku se stanovují vztahy mezi krevním tlakem a jinými signály, které lze od pacienta měřit neinvazivně. [13]

3.3.1 Metoda závislá na rychlosti pulzních vln

Rychlost pulzní vlny je parametr, který je velmi závislý na arteriální tuhosti. Jeho hodnota velmi dobře popisuje stav cévního systému. Příčinou tuhosti cév je ztráta pružnosti elastických vláken cévní

stěny. S přibývajícím věkem se zvětšuje obsah kolagenního vaziva v jejich stěně a dochází k poklesu poddajnosti tepen. [14]

Jednou z metod pro kontinuální nepřímé měření krevního tlaku je metoda závislá na rychlosti pulzních vln (PWV). Tyto metody jsou přizpůsobeny 24hodinovému monitorování. Pulzní vlny jsou šířeny podél arteriálního stromu. Při otevření aortální chlopně dojde k náhlému nárůstu aortálního tlaku, který je absorbován elastickými stěnami aorty. Pulzní vlna je šířena podél aorty, kde dochází k výměně energie mezi stěnou a tokem aorty. Příchod pulzů lze snadno nahmatat z každé povrchové tepny. Rychlost pulzních vln je závislá na mnoha faktorech, zejména na elasticitě a na geometrických vlastnostech stěny aorty. Rychlost šíření tlakové vlny je závislá na biomechanických a geometrických vlastnostech stěny aorty a hustoty krve. Čím má tepna tužší stěnu, tím rychleji se bude šířit tlakový puls, proto se očekává, že PWV ponese relevantní informace o arteriální tuhosti u elastických tepen, jako je aorta, kde je poměr tloušťky k poloměru neměnný. PWV ovlivňují v současné době čtyři faktory, kterými je věk, pohlaví, krevní tlak a srdeční frekvence. S přibývajícím věkem dochází ke zvětšení obsahu kolagenního vaziva v jejich stěně a dochází k poklesu poddajnosti tepen. Následkem těchto změn dochází ke zvýšení centrální rychlosti pulzních vln. [15]



Obrázek 1: Závislost arteriální tuhosti na centrálním krevním tlaku [15]

Na obrázku je znázorněn důsledek vysoké arteriální tuhosti na centrální krevní tlak. Dochází ke snížení diastolického a zvýšení systolického centrálního tlaku. [15]

PWVrychlost pulzní vlny

Ddélka arteriálního segmentu

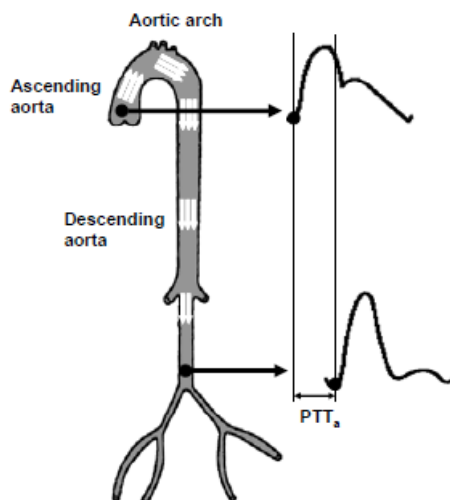
PTTčas přenosu tlakového impulzu potřebný k průchodu celým arteriálním segmentem

$$PWV = \frac{D}{PTT} \quad (3)$$

$$PTT = PAT_d - PAT_p \quad (4)$$

PAT_p doba příchodu tlakové vlny k proximální části tepny

PAT_d doba příchodu tlakové vlny k distální části tepny



Obrázek 2: Rychlost tlakové vlny při cestě z aortální chlopně do aortální bifurkace [15]

Hlavní výhodou této metody je možnost okamžitých odečtů parametrů při každém rytmu. PWV je rychlost šíření tlakových pulzních vln podél tepen, jejíž krátkodobé změny způsobují primárně změny krevního tlaku. Rychlost, kterou tlaková vlna postupuje po aortě je ovlivněna mechanickými vlastnostmi dané tepny. Vztah mezi rychlostí pulzní vlny a mechanickými vlastnosti cévy byl popsán rovnicí na základě experimentu, při němž byla tepna nahrazena tenkostěnnou elastickou trubicí. [14]

$$c^2 = \frac{\Delta p}{\Delta v} \cdot \frac{V}{\rho} \quad (5)$$

c PWV [m/s]

Δp změna tlaku

Δv změna objemu

Z hodnoty PTT je odvozen arteriální krevní tlak. PPT je doba mezi R vlnou na elektrokardiografu a signálem pletysmografie. PTT je potřebná doba pro přenos arteriální tlakové vlny z aortální chlopně do periferního místa. Rychlost přenos pulzní vlny ovlivňuje tuhost a napětí arteriální stěny. Zvýšením krevního tlaku dochází ke zvýšení tuhosti aortální stěny a snížení tak doby PTT. Při poklesu krevního tlaku se doba PTT prodlužuje. Doba pro přenos pulzní vlny je nepřímo úměrná krevnímu tlaku. Parametr PTT má obvykle hodnotu kolem 250 ms. [16]

Pro výpočet PTT je nutné sledovat dva parametry kardiovaskulárního systému, kterými jsou PPG a EKG. Hodnota PTT je počítaná jako časový interval mezi R vlnou a průběhem pulzní vlny, detekované fotopletysmografickou sondou, umístěnou na prstu. Krevní tlak lze vypočítat z následujícího vzorce: [16]

$$BP = \frac{1}{\alpha} \left[\ln \left(\frac{L^2 \cdot d \cdot P}{E_0 \cdot h} \right) - 2 \ln (PTT) \right] \quad (6)$$

E_0 Youngův modul pružnosti arteriální stěny při nulovém tlaku

h tloušťka stěny brachiální tepny

d vnitřní poloměr brachiální tepny

ρ hustota krve

L vzdálenost srdce od konečku prstu

PTT doba přenosu pulzu

3.3.2 Metoda prstové manžety

Tato metoda pro spojitě měření krevního tlaku, byla poprvé objevena profesorem Janem Peňázem. Funguje na principu nezatížené arteriální stěny. Digitální pletysmografie využívá speciální manžetu, která nepozastavuje průtok krve cévou úplně. Manžeta je vybavena fotočlánkem a infračervenou diodou a zajišťuje konstantní průtok krve prstem. Pro spojitě měření je využíván přístroj se servosmyčkou, která zajišťuje konstantní objem krve v distální části prstu a tím i konstantní průchod světla. Tlak v manžetě musí odpovídat tlaku v prstové arterii. Funkční blok reguluje tlak manžety, aby zachovával stále stejný objem krve. Pro tento způsob měření je využívána dioda s vlnovou délkou okolo 940 nm. Při této vlnové délce není pohlcení světla závislé na nasycení krve kyslíkem. Ideálně jsou tlaky působící na cévní stěnu, tlak krve a tlak manžety vyrovnané. Změna tlaku v manžetě se shoduje se změnou arteriálního krevního tlaku. [12]

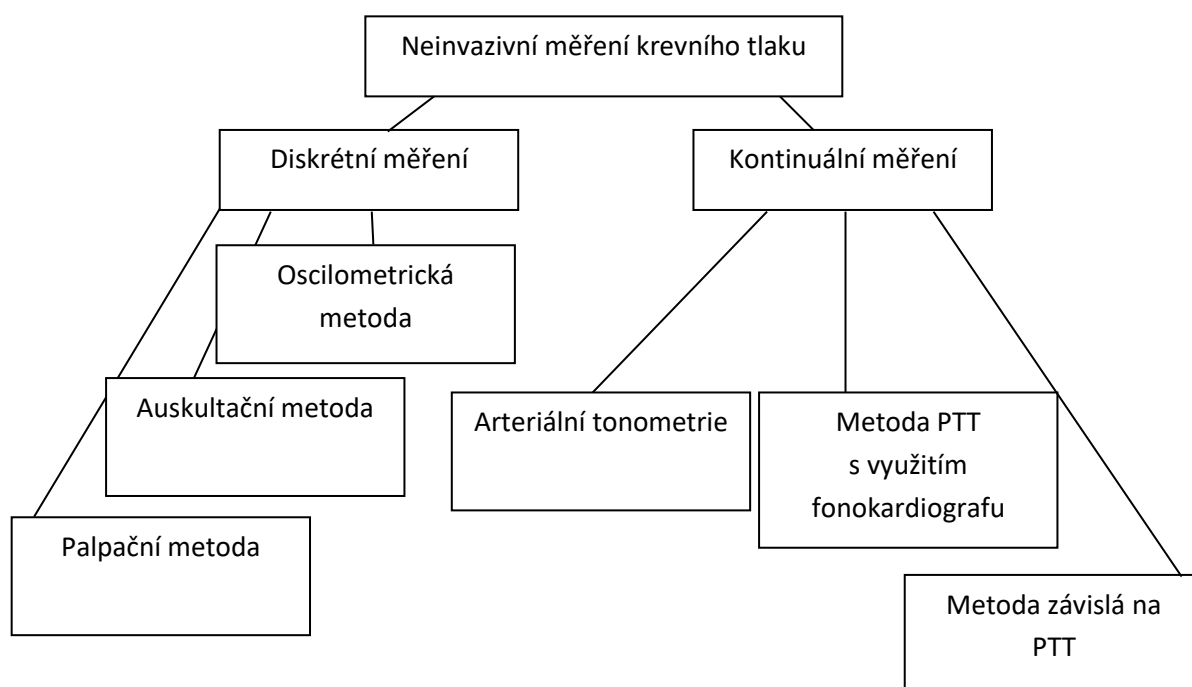
3.3.3 Aplanační tonometrie

Tato metoda patří mezi kontinuální metody pro měření krevního tlaku neinvazivně. Aplanační tonometrie byla vynalezena v roce 1963. Historicky byla tato metoda využívána k měření nitroočního tlaku. Tento způsob měření ovlivňuje mnoho faktorů, jako jsou například vlastnosti stěny tepny (elasticita) či její síla, tloušťka kůže a podkoží. Tato metoda funguje na principu přiložení senzoru na předloktí pacienta s velkou přesností na palpovanou arterii radialis. Pozice senzoru velmi ovlivňuje přesnost měření. Senzor je umístěn kolmo nad tepnu. Cílem správného umístění senzoru je maximální přenos oscilací tlaku, díky tomu je stanovena hodnota středního arteriálního tlaku. Změny tlaku v arterii jsou přenášeny pomocí piezoelektrického krystalu a následně převedeny na digitalizovaný signál. Získaný signál je následně matematicky analyzován. Hlavní nevýhodou této metody je citlivost na správné umístění senzoru na palpovanou tepnu. Při pohybu pacienta dochází k nepřesnému měření. [17]

4 Rešerše publikované literatury

4.1 Cíl rešerše:

Cílem této rešerše bylo shrnutí všech dosavadních metod a algoritmů pro diskrétní a kontinuální měření krevního tlaku neinvazivně. Krevní tlak je velmi důležitou měřenou veličinou, jeho fyziologická hodnota je velmi důležitá pro stav kardiovaskulárního systému. Při rutinních vyšetřeních je hodnota krevního tlaku měřena v diskrétních časových intervalech, za pomoci tlakové manžety, která omezuje průtok krve. Tyto metody jsou méně komfortní pro pacienta a mohou být zdrojem mnoha chyb. Druhou možností je spojité měření v čase. Při některých kardiovaskulárních či jiných onemocněních je tento způsob vyžadován. Proto cílem rešerše bylo shrnutí všech dosavadních algoritmů a metod pro diskrétní a kontinuální měření krevního tlaku.



Obrázek 3: Blokové schéma metod pro měření krevního tlaku neinvazivně

Název: Techniky neinvazivního monitorování arteriálního krevního tlaku

Autoři: Agnes S. Meidert, Bernd Saugel

Publikováno: Frontiers in Medicine

Tato práce je zaměřena na popis stávajících metod pro neinvazivní měření krevního tlaku spojitě a diskrétně. Jako první jsou popisované metody pro diskrétní měření v čase. Pro diskrétní ruční měření krevního tlaku je využívána metoda palpační a metoda auskultační. Při palpační metodě je nafukovací manžeta nasazena kolem paže pacienta. Manometr je spojený s nafukovací manžetou a slouží jako ukazatel aplikovaného tlaku. Lékař nafoukne manžetu na takovou hodnotu, aby pozastavil průtok krve. Tlak, při kterém lze znovu detekovat pulz, odpovídá systolickému arteriálnímu tlaku pacienta. Výhodou této metody je možnost snímání tlaku v hlučném prostředí a absence speciálního vybavení. Avšak tato metoda poskytuje pouze hodnotu systolického arteriálního tlaku. Další metodou na podobném principu je metoda auskultační. U této metody je manžeta nafouknuta na hodnotu vyšší, než je systolický tlak pacienta. Při postupném upouštění vzduchu z manžety se objeví první Korotkovovy ozvy. Při přítomnosti prvních Korotkovových ozev je tlak v manžetě roven systolickému tlaku. Při vymizení ozev je tlak roven diastolickému arteriálnímu tlaku. Nevýhodou této metody je potřeba praxe, potřeba fonendoskopu a tichého prostředí. Oscilometrická metoda patří mezi automatizované metody pro měření krevního tlaku. Manžeta je nafouknuta automaticky na předem nastavenou hodnotu. Poté je tlak v manžetě postupně snižován. Tlaková vlna způsobuje oscilace, které lze detekovat manžetou. V momentě nejvyšší amplitudy oscilací je tlak roven střednímu arteriálnímu tlaku. Je využíván algoritmus pro stanovení hodnoty systolického a diastolického tlaku. Mezi výhody této metody patří přesnost stanovení hodnoty středního arteriálního tlaku. Nevýhodou může být nadhodnocení či podhodnocení systolického a diastolického tlaku nebo možnost chybného měření při pohybu pacienta. [18]

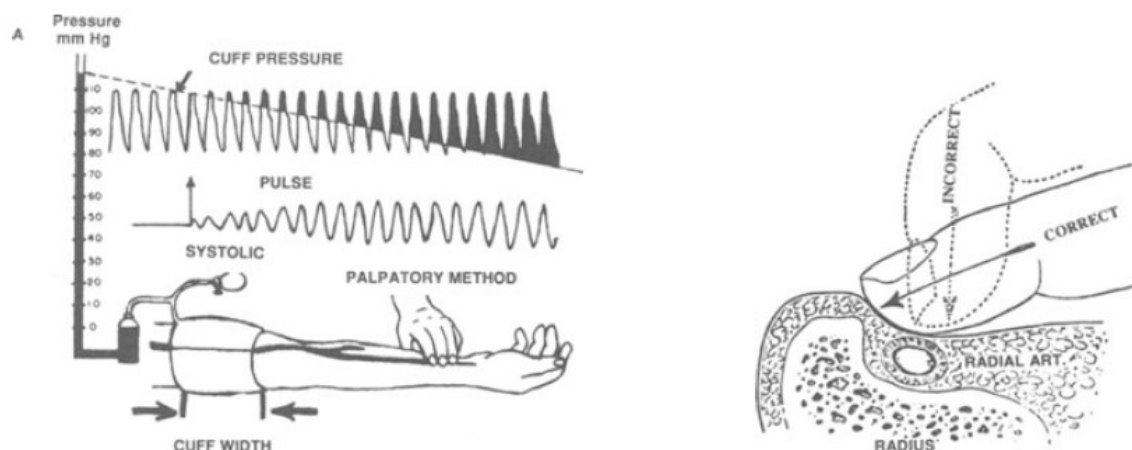
První metoda pro měření kontinuálního měření krevního tlaku byla objevena profesorem Peňázem. Tlak je měřen z prstu pomocí manžety kombinované s fotodiodou. Tlak v manžetě je nastaven tak, aby byl udržován konstantní objem krve. Ze změn tlaku v manžetě je možné určit hodnotu krevního tlaku brachiální tepny. Další metodou je arteriální tonometrie. Tato metoda snímá tlakové změny na radiální artérii přitlačenou na kost v zápěstí. Je možné určení průměrného arteriálního tlaku v radiální artérii a odvození hodnoty systolického a diastolického tlaku. Kontinuální měření krevního tlaku je velmi citlivé na pohyb pacienta. [18]

Název: Příručka pro měření krevního tlaku

Autoři: L. A. Geddes

Publikováno: Nakladatelství Springer

V tomto zdroji je jako první popsána metoda palpační, která je řazena mezi metody pro diskrétní měření krevního tlaku v čase. Nafukovací manžeta je umístěna na horní část, kde dochází k palpování radiální tepny. Tlak v manžetě je pomalu zvyšován na hodnotu asi 30 mm Hg nad tlakem, kde radiální pulz zmizí. Následně dochází k pomalému snižování tlaku v manžetě rychlostí asi 2 až 3 mm Hg za úder srdce. Tlak, při kterém lze znovu detekovat pulz, odpovídá předběžnému odhadu systolického arteriálního tlaku pacienta. Pro stanovení hodnoty systolického arteriálního tlaku je zapotřebí velmi citlivý hmatový smysl. Měření tlaku usnadnili dopplerovské průtokoměry, které měří průtok v povrchové radiální tepně. Toto zařízení produkuje mechanické vlnění o frekvenci závislé na rychlosti průtoku krve. Nevýhodou této metody je poskytnutí pouze hodnoty systolického tlaku. [19]



Obrázek 4: Manžeta je umístěna na horní část paže a radiální tepna je palpovaná [19]

Metoda napouštění

Tato metoda byla v minulosti využívána na pediatrii. U této metody je končetina zavázána do elastického obvazu uvázaného směrem k trupu. Následně je nasazena tlaková manžeta a nafouknuta na hodnotu vyšší, než je systolický tlak. Nafukovací manžeta je udržována na tomto tlaku, zatímco je elastický obvaz odstraněn. Končetina je výrazně bledá v porovnání s jinou částí těla. Následně dochází k upouštění vzduchu z manžety. Při poklesu tlaku těsně pod hodnotu systolického arteriálního tlaku příslušná končetina pomalu zčervená a pacient cítí nával tepla. Tlak v manžetě v momentě, kdy je do končetiny navrácena krev, je odhadován jako hodnota systolického tlaku. [19]

Auskultační metoda

Auskultační metoda patří k nejpoužívanější metodě v klinické praxi. Když je tlak v manžetě vyšší než předpokládaný systolický tlak, je arteriální přítok a venózní odtok pozastaven. Tlak v manžetě je pomalu snižován a na brachiální tepnu je umístěn fonendoskop. Pomocí fonendoskopu jsou detekovány Korotkovovy ozvy, které se náhle objeví, změní svůj charakter a postupně zmizí.

Systolický tlak je roven tlaku v manžetě při první detekci prvních Korotkovových ozev. Přesnost stanovení poslední fáze je závislá na přesnosti fonendoskopu a sluchu pozorovatele. Při vymizení Korotkovových ozev je tlak v manžetě roven diastolickému tlaku. U tlaku, který je vyšší o 5 až 10 mm Hg, než je tlak diastolický, dochází k postupnému tlumení ozev. Poté nastává pátá fáze, kde začínají být ozvy neslyšitelné. [19] [20]

Korotkovovy fáze:

Fáze I: hlasité jasné ozvy

Fáze II: sled šelestů

Fáze III: vymizení šelestů a ozvy připomínající fázi I

Fáze IV: ozvy se stávají méně jasné

Fáze V: Vymizení všech zvuků

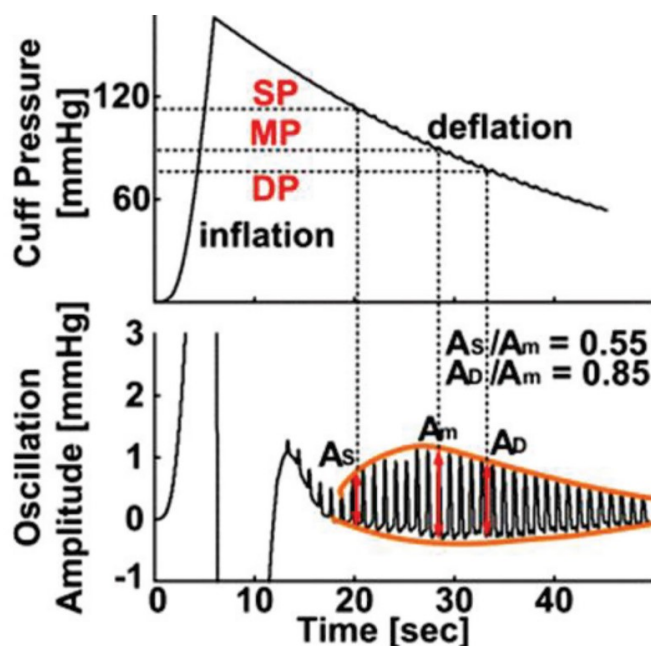
Délka jednotlivých fází může být ukazatelem kardiovaskulárního onemocnění. Příliš úzká manžeta vede k nadhodnocení hodnoty systolického a diastolického tlaku. Pacient by měl být před měřením usazen. [19]

Název: Oscilometrické měření krevního tlaku

Autoři: Jiankun Liu, Hao-Min Cheng, Chen-Huan Chen, Shih-Hsien Sung, Mohsen Moslehpour, Jin-Oh Hahn, Ramakrishna Mukkamala

Publikováno: IEEE Transactions on Biomedical Engineering

Oscilometrie je široce používaná pro automatické měření krevního tlaku v manžetě. Tlaková manžeta je umístěna na horní část paže a následně nafouknuta na hodnotu větší, než je předpokládaný systolický tlak. Při pomalém upouštění vzduchu z manžety je měřen tlak uvnitř manžety. Tlak v manžetě vykazuje oscilace, způsobené pulzující krví v brachiální tepně. Amplituda oscilací se postupně mění v závislosti na tlaku v manžetě. Krevní tlak je odhadován z velikosti amplitudy oscilací v manžetě. [21]



Obrázek 5: Závislost velikosti amplitudy oscilace na hodnotě krevního tlaku [20]

V okamžiku, kdy je amplituda oscilací maximální, je tlak v manžetě roven střednímu tlaku. Systolický a diastolický tlak je následně odhadován, jako tlak v manžetě, kdy amplituda oscilace dosahuje stanovený poměr maximální hodnoty. Přesnost měření je ovlivněna ztuhnutím tepen. [21] [22]

Pro stanovení hodnoty systolického a diastolického tlaku je využíván následující vzorec:

$$A_S = 0,55 \cdot A_m \quad (7)$$

$$A_D = 0,85 \cdot A_m \quad (8)$$

A_m Střední hodnota krevního tlaku

A_S Systolická hodnota krevního tlaku

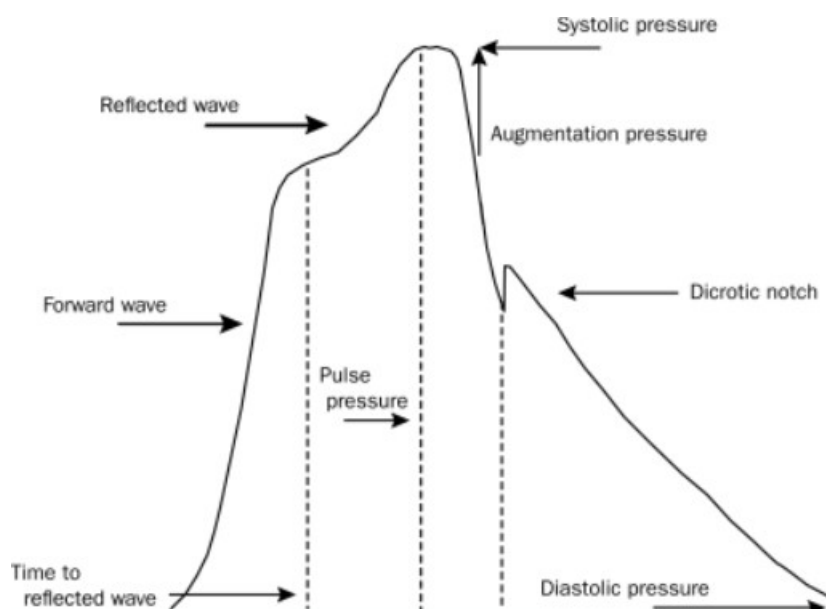
A_D Diastolická hodnota krevního tlaku [21]

Název: Neinvazivní měření centrálních cévních tlaků pomocí arteriální tonometrie

Autoři: Matthew R. Nelson, Jan Stepanek, Michael Cevette, Michael Covalciuc, R. Todd Hurst, A. Jamil Tajik

Publikováno: Mayo Clinic Proceedings

Arteriální tonometrie je neinvazivní metoda, která je využívána pro snímání pulzní křivky aorty. Křivka může poskytnout důležité informace, které mohou sloužit pro diagnostiku onemocnění, například hypertenze či ischemické choroby srdeční. Onemocnění lze diagnostikovat na základě tvaru, amplitudy a délky pulzní křivky. Centrální tlaky jsou přesnějším ukazatelem kardiovaskulárních příhod než tlaky periferní. Ruční tonometr (tlakový snímač tenzometrického tlaku) je umístěn pod mírným tlakem na radiální tepnu, aby došlo ke „zploštění“ tepny. Tlak radiální tepny je následně přenášen z cévy na tenzometr a zaznamenáván digitálně. Pro odvození a výpočet indexů centrálního tlaku z periferního krevního tlaku je použit matematický vzorec na základě rychlé Fourierové transformace. Pro aplanační tonometrii je lepší snímání z radiální tepny než z tepny krční, kvůli pohodlí pacienta. [23]



Obrázek 6: Pulzní vlna [23]

Na obrázku je znázorněna křivka centrálního pulzního tlaku. Systolický a diastolický tlak je vrcholem a minimem této křivky. Augmentační tlak je odraženou vlnou k přední vlně. Augmentační index je poměr mezi augmentačním tlakem a centrálním pulzním tlakem. Dikrotický zářez představuje uzavření aortální chlopně. Doba do odrazu vlny je počítána od bodu vzestupu počáteční ejekční vlny do bodu nástupu odražené vlny. [23]

Název: Závislost pulzního tranzitního času na měření krevního tlaku

Autoři: Xiaorong Ding, Yuan-Ting Zhang

Publikováno: Springer

Další metodou pro kontinuální neinvazivní měření, je metoda založena na záznamu rychlosti pulzní vlny (PWV). Tato metoda je založena na korelaci rychlosti pulzu arteriálního tlaku a krevního tlaku. Hodnotu PWV lze měřit z doby přenosu impulsu (PTT) pomocí rovnice: [24]

$$PWV = \frac{L}{PTT} \quad (9)$$

PWVrychlost pulzní vlny

L.....vzdálenost mezi dvěma místy

PTTčas přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému

Hodnotu PTT lze snadno získat ze dvou srdečních signálů, elektrokardiogramu a pletysmogramu. Metoda založena na času přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy si získala v posledních desetiletích velkou pozornost, z důvodu možnosti sledování změn krevního tlaku. [24]

Pulzní tranzitní čas a jeho vztah s krevním tlakem:

$$PTT = PEP + VTT \quad (10)$$

VTTdoba vaskulárního přechodu

PEP.....preejekční perioda

PTTčas přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému

Čas PTT je měřen jako čas mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému, zatímco časový rozdíl mezi R vlnou na EKG a periferním pulzem je nazývá PAT.

Měření krevního tlaku na základě PTT:

$$P = \frac{1}{y} \left(-2 \ln PTT + \ln \frac{\rho L^2 D}{\alpha n_0} \right) \quad (11)$$

PTTčas přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému

y.....konstanta v rozmezí 0,016 až 0,018

L.....vzdálenost mezi dvěma místy

ρhustota krve

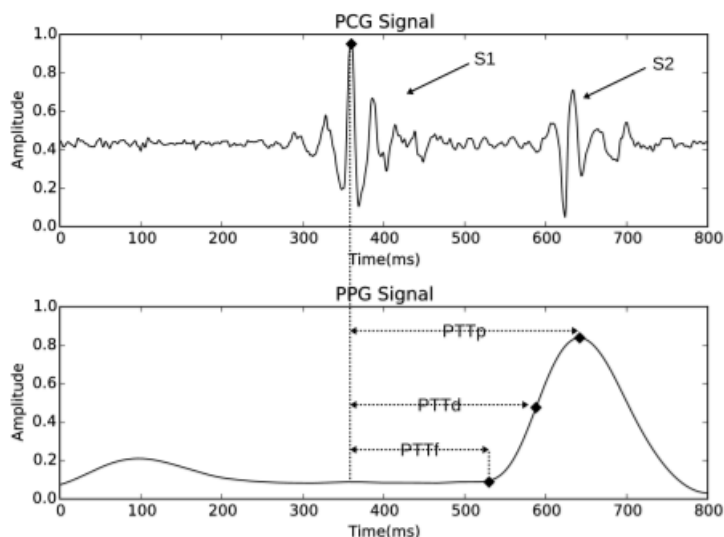
D.....průměr tepny [24]

Název: Neinvazivní měření krevního tlaku za pomoci fonokardiogramu

Autoři: Amirhossein Esmaili, Mohammad Kachuee, Mahdi Shabany

Publikováno: IEEE

Další metodou pro měření krevního tlaku kontinuálně, je metoda, kde dochází k nahrazení elektrokardiogramu fonokardiogramem. U této metody je měřena doba přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy. Při otevírání a zavírání srdečních chlopní dochází ke změnám na fonokardiogramu. Každý srdeční cyklus je doprovázen dvěma dominantními zvuky. První vrchol S1 nahrazuje u elektrokardiogramu R vlnu a lze ji považovat jako proximální referenční bod pro měření PTT. Tento vrchol reprezentuje okamžik, kdy dochází k opouštění krve ze srdce, a tak jsme schopni eliminovat elektromechanické zpoždění elektrokardiogramu. Z toho důvodu je možné do určité míry vyloučit z měření preejekční periodu. Distálním referenčním bodem ve stejném srdečním cyklu je bod na pletysmogramu. Tímto bodem může být bod, ve kterém začíná stoupat, nebo bod, kde dochází ke sklonu či vrchol pletysmogramu. Podle polohy těchto bodů jsou následně označeny jako PTT_f , PTT_d , PTT_p . [25]



Obrázek 7: Závislost fonokardiogramu na pletysmogramu [25]

Název: Peňázova metoda měření krevního tlaku

Autoři: J. Fortin, W. Marte, R.Grullenberger, A. Hacker, W.Habenbacher, A. Heller, Ch. Wagner, P. Wach, F. Skrabal

Publikováno: Sciencedirect

Tato metoda byla objevena profesorem Peňázem v roce 1973 a je využívána pro neinvazivní měření arteriálního krevního tlaku kontinuálně za pomoci elektropneumatické kontrolní smyčky. Kontrolní smyčka je zodpovědná za stabilitu systému a sledování změn krevního tlaku. K tomuto měření je možné využití kterékoliv končetiny obsahující tepnu, která je následně prosvícena infračerveným světlem. Dochází k absorbování části infračerveného světla pulzující krví. Míra odráženého světla je inverzní vůči objemu pulzující krve. Nejvhodnějším místem pro tuto metodu je prst. Na prst je umístěna manžeta, která obsahuje fotoelektrický pletysmograf. Čím více krve je v tepně prstu, tím dochází k větší absorpci infračerveného světla. V tom případě světlo, které dorazí k fotodiodě je sníženo. [26]

Během systoly je zvýšený objem krve v prstu. V tom případě dochází ke zvýšení tlaku v manžetě na takovou hodnotu, kdy je vnějším tlakem manžety odstraněn přebytečný objem krve. V případě diastoly je naopak objem krve v prstu snížen, proto je snížen i tlak v manžetě, aby zůstal celkový objem krve konstantní. Tlak v manžetě je stejný jako tlak v tepně a je měřen elektronicky.

$$p_T(t) = p_C(t) - p_A(t) = 0 \rightarrow p_C(t) = p_A(t) \quad (12)$$

$p_T(t)$transmulární tlak

$p_C(t)$tlak v manžetě

$p_A(t)$intraarteriální tlak

V případě, kdy je tlak vzduchu v manžetě roven tlaku v tepně prstu, má tepna rozměr neroztažené tepny při nulovém tlaku transmurálním. Tento rozměr je využit jako nastavovací hodnota. Pletysmogram a změny transmurálního tlaku jsou zpracovávány a následně vyhodnocovány pomocí algoritmu, která z tvaru pletysmogramu a amplitudy vyhodnocuje nastavovací hodnotu. Z tlakové vlny je vyhodnocována hodnota systolického a diastolického krevního tlaku při každém tepu. [26]

Název: Odhad krevního tlaku pomocí doby přenosu pulsu a srdeční frekvence

Autoři: Ruiping Wang, Wenyan Jia, Zhi-Hong Mao, robert J. Sclabassi, Mingui Sun

Publikováno: IEEE

Pro odhad systolického a diastolického tlaku je využíván vztah, kde hlavní roli hraje doba průchodu pulzu (PTT). Jedná se o časový interval mezi vrcholem R vlny na elektrokardiogramu a počátkem pulzní vlny. Tento vztah je možné využít jako základ pro měření krevního arteriálního tlaku kontinuálně. Přesnost odhadu krevního tlaku pomocí doby průchodu pulzu je závislá na arteriální tuhosti. [27]

Při proudění krve v tepnách se tlaková vlna šíří určitou rychlostí, která je nazývána jako rychlost pulzních vln (PWV). Rychlost šíření pulzních vln je velmi závislá na elastických vlastnostech tepen. [27]

$$PWV = \frac{L}{PTT} = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}} \quad (13)$$

L.....délka cévy

PTT.....doba přenosu tlakového impulzu

ρ hustota krve

r.....vnitřní poloměr cévy

h.....tloušťka stěny cévy

E.....modul pružnosti cévní stěny

Krevní tlak lze vypočítat z doby přenosu tlakového impulzu za předpokladu, že ostatní parametry budou konstantní.

$$BP = -\frac{2}{\alpha} \cdot \ln PTT + \frac{\ln \frac{2r\rho L^2}{hE_0}}{\alpha} \quad (14)$$

L.....délka cévy

PTT.....doba přenosu tlakového impulzu

ρ hustota krve

r.....vnitřní poloměr cévy

h.....tloušťka stěny cévy

E_0modul pružnosti cévní stěny

Mnoho fyzikálních faktorů ovlivňují krevní tlak, jako například objem krve a odpor cév. Krevní tlak je produktem srdečního výdeje a periferního odporu. Autonomní nervový systém reguluje tyto faktory u každého jednotlivce. Při poklesu krevního tlaku je nervový systém stimulován. V reakci

na to, dojde ke zvýšení tepové frekvence kvůli zvýšení srdečního výdeje a kontrakce arteriálních stěn.
[27]

Název: Palpační a auskultační metoda pro měření krevního tlaku

Autoři: Dinesh Sahu, M. Bhaskaran

Publikováno: NCBI

Auskultační metodu poprvé v roce 1905 popsal ruský lékař Korotkoff. U auskultační metody je nafouknuta manžeta umístěna na paži na hodnotu vyšší než arteriální tlak. Při postupném vypouštění manžety umístěné na paži je zaznamenáván tlak, kde se objevují ozvy. Tyto ozvy jsou produkovány pulzními vlnami a při obnovení průtoku se začínají vytrácet. Při první ozvě je tlak v manžetě roven maximálnímu tlaku, který je generován při každém srdečním cyklu. Tlak v manžetě je roven systolickému tlaku. Při okamžiku, kdy dochází k absenci ozev, je průtok krve zcela obnoven. Tento tlak nastává mezi srdečními kontrakcemi a je označován jako tlak diastolický. Při pomalém snižování tlaku v manžetě dochází ke změně intenzity Korotkovových ozev. Korotkovovy ozvy jsou děleny do pěti fází. [28]

Fáze 1: Prvotní výskyt jasných opakujících se ozev.

Fáze 2: Délka ozev se prodlužuje, jsou přerušované šelestem.

Fáze 3: Ozvy jsou opět hlasitější.

Fáze 4: Dochází k tlumení ozev.

Fáze 5: Ozvy úplně zmizí.

Tlak, při kterém dochází k první detekci ozev, odpovídá systolickému tlaku. Při absenci ozev, tak odpovídá diastolickému tlaku.

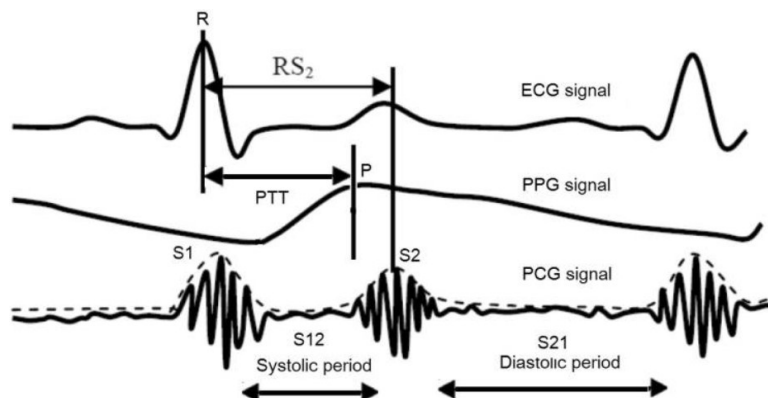
Při měření diastolického tlaku palpační metodou je pacient umístěn do pohodlné polohy, s opřeným předloktím a dlaní směřující směrem nahoru. Z pacientovy paže je sundáno oblečení, které by mohlo omezit průtok krve. Gumové hadičky, které vedou z manžety jsou umístěné přes brachiální tepnu a nafukovací manžeta umístěna pevně kolem paže, asi jeden palec nad ohybem loktu. Rameno je umístěno, tak aby, nafukovací manžeta byla na úrovni srdce. Prsty je nahmatán radiální pulz. Manžeta je nafouknuta na hodnotu asi o 30 mm Hg nad tlak, při kterém pulz vymizí. Vzduch z manžety je pomalu vypouštěn. Při vypouštění lze nahmatat pulzující vzrušení, kdy je tlak roven systolickému tlaku, je způsobeno turbulentním tokem. Při vymizení pulzujícího vzrušení je tlak roven tlaku diastolickému. [28]

Název: Odhad krevního tlaku na základě fonokardiogramu, elektrokardiogramu a pletysmogramu

Autoři: Tahar Omari, Fethi Bereksi - Reguig

Publikováno: Springer

PTT je doba, kdy pulzní vlna dorazí na vzdálenost mezi dvěma místy v těle. K realizaci tohoto měření je zapotřebí elektrokardiograf a fotopletysmograf. R vlna v EKG signálu je považována za výchozí bod pro měření času PTT. V signálu PPG je vrchol (P) považován za koncový bod pro měření času PTT. [29]



Obrázek 8: Závislost fyziologických signálů pro odhad krevního tlaku [29]

Jako alternativní signál je využíván fonokardiografický signál. Tento signál reprezentuje záznam mechanické činnosti srdce. V PCG signálu jsou dva významné zvuky (S1 a S2), produkované uzavřením chlopní. Interval S12 představuje čas, který potřebuje komora k vyloučení krve. Interval S21 představuje čas, kdy je komora opět plná. [29]

$$MBP (mm Hg) = \left(\frac{\rho \cdot d^2}{1,4 \cdot PTT^2} + \frac{\rho \cdot g \cdot h}{0,7} \right) \cdot 0,0075 \quad (15)$$

MBP.....střední krevní tlak

ρ hustota krve ($\cong 1010 \text{ kg/m}^3$)

dvzdálenost mezi srdcem a koncem prstu

gzemská gravitace ($9,81 \text{ m/s}^2$)

h($0,3 \times$ výška těla)

PTT.....doba přenosu impulzu

$$MBP (mm Hg) = \sqrt{\frac{1,947 \cdot \text{výška}^2}{MBP - 31,84 \cdot \text{výška}}} \quad (16)$$

výška.....výška jednotlivce v (m)

MBP.....střední krevní tlak

$$SBP = 1,3 \cdot MBP + 1,5 \quad (17)$$

$$DBP = 0,83 \cdot MBP - 0,7 \quad (18)$$

MBP.....střední krevní tlak

SBP.....systolický krevní tlak

DBP.....diastolický krevní tlak

4.2 Výsledky rešerše:

V rešerši jsou shrnuty všechny způsoby pro měření krevního tlaku neinvazivně. Tyto metody jsou jednotlivě popsány a rozděleny na kontinuální a diskrétní metody. Byly popsány metody, které dokážou měřit hodnotu krevního tlaku v diskrétních časových intervalech. Mezi tyto metody se řadí auskultační metoda, metoda palpační a oscilometrická. Palpační metoda se neřadí mezi metody často používané v klinické praxi, avšak její obrovskou výhodou je měření krevního tlaku i v hlučném prostředí a při absenci přístrojů. Auskultační metoda je řazena mezi nepoužívanější metody v klinické praxi. U této metody jsou hodnoty systolického a diastolického tlaku určovány podle Korotkovových ozev. Oscilometrická metoda patří mezi automatické měření krevního tlaku. U této metody je měřen střední arteriální tlak a hodnoty systolického a diastolického tlaku jsou určovány podle poměru amplitudy oscilace. Pro měření krevního tlaku v spojitých časových intervalech je využívána metoda aplanační tonometrie. U této metody je přiložen tonometr pod mírným tlakem na radiální tepnu. Tlak v tepně je přenášen pomocí tenzometru a zaznamenáván digitálně. Hodnota centrálního krevního tlaku je určena pomocí matematického vzorce. Další metoda pro kontinuální měření je závislost krevního tlaku na rychlosti šíření pulzní vlny. Je určen čas PTT, který je měřen jako čas mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému. Z hodnoty PTT je pomocí matematického vzorce určena hodnota krevního tlaku. Poslední metodou je metoda měření krevního tlaku za pomoci fonokardiogramu. Každý srdeční cyklus je doprovázen dvěma dominantními ozvy. Vrchol u první ozvy je prvním referenčním bodem pro měření PTT, druhým bodem je vrchol na měřeném pletysmogramu. Z doby přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému je stanovena hodnota krevního tlaku.

5 Návrh ověřovací procedury měření

Metoda pro kontinuální měření krevního tlaku neinvazivně je závislá na rychlosti pulzních vln. Tato metoda je založena na korelaci rychlosti pulzu arteriálního tlaku a krevního tlaku. Rychlost pulzu lze měřit z doby přenosu pulzu mezi dvěma místy v kardiovaskulárním modelu. Pulse transit time neboli doba přenosu pulzu je potřebná doba pro přenos arteriální tlakové vlny z aortální chlopně do periferního místa. Hodnotu lze získat ze dvou srdečních signálů, elektrokardiogramu a pletysmogramu. Doba pro přenos pulzní vlny je nepřímo úměrná krevnímu tlaku. Parametr PTT má obvykle hodnotu kolem 250 ms.

Cílem této práce je evaluace algoritmu pro kontinuální měření krevního tlaku neinvazivně na kardiovaskulárním modelu. Měření krevního tlaku ve spojitých intervalech je potřebné u některých typů kardiovaskulárního či jiného onemocnění. Kontinuální měření krevního tlaku je prováděno u pacientů invazivním způsobem, což není pro pacienty zcela komfortní. Z toho důvodu je tato práce zaměřena na zkoumání závislosti hodnoty krevního tlaku na biologických signálech.

V práci jsou měřena a statisticky zpracovaná časová zpoždění mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému a následně je z doby přenosu pulzu určena hodnota krevního tlaku pomocí matematického vzorce. Pro neinvazivní měření krevního tlaku bylo zapotřebí vytvořit měřicí řetězec, simulující lidské tělo. Hlavním prvkem měřicího řetězce je silikonová aorta a pumpa, která simuluje činnost srdce v lidském těle. Aby bylo měření biologických signálů co nejvíce fyziologické, je měřicí řetězec zavěšen do torza lidského těla. Následně je zkoumána závislost krevního tlaku na časovém zpoždění arteriálního pulzu a závislost změny hodnoty tlaku na fyziologických parametrech. Analýza a statistické vyhodnocení naměřených výsledků je provedeno v poslední fázi práce.

5.1 Tvorba měřicího řetězce na kardiovaskulárním modelu

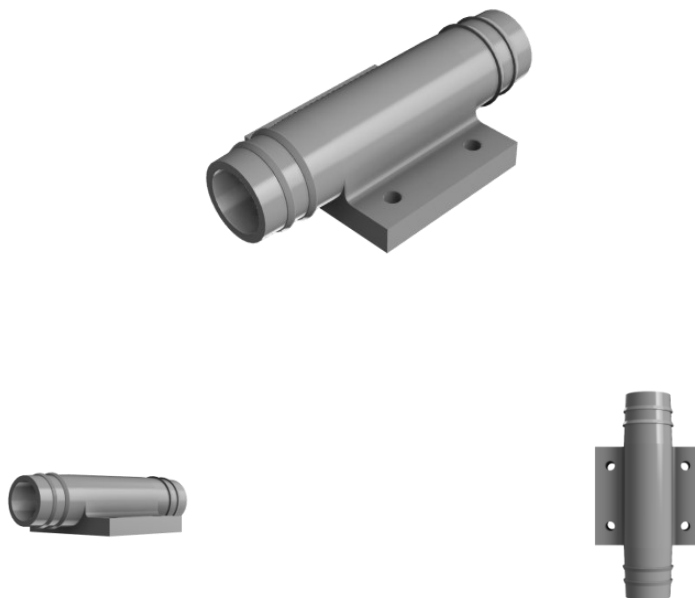
Měřicí řetězec pro kontinuální měření krevního tlaku byl složen z měřicí hardwarové a softwarové části. Pro zjištění závislosti hodnoty krevního tlaku na biologických signálech, byla zapotřebí tvorba měřicího modelu. Dominantním prvkem měřicího obvodu byla silikonová aorta, na které byly připojeny jednotlivé typy hadiček zastupující artérie a vény. Hadičky zastupující artérie měly jiné vlastnosti než hadičky zastupující vény. Přechod mezi tepnou a žílou tvořily kapiláry vytisknuté na SLA tiskárně. Celý model byl připojen k pumpě, která simulovala činnost srdce a k rezervoáru kapaliny. V měřicím řetězci byly využity tři tlakové snímače, fonokardiograf a tenzometr. Měření elektrokardiografie u kardiovaskulárního modelu nebylo možné. Z toho důvodu byly v měřicím řetězci použity tlakové snímače. První tlakový senzor byl umístěn v měřicím řetězci hned za pumpu simulující činnost srdce. Snímal změnu tlaku při vypuzení kapaliny do měřicího řetězce. První nenulová hodnota tlakové vlny zastupovala R-kmit, jehož hodnota je potřebná pro měření časového zpoždění mezi přenosem pulzu z aortální chlopně do periferního místa. Další tlakové snímače byly v obvodu využity pro kontrolu tlaku v obvodu. Pro experimentální měření byl použit fonokardiograf, kterým lze nahradit u kontinuálního měření krevního tlaku neinvazivně elektrokardiograf. Fonokardiogram reprezentují dva dominantní zvuky při zavírání a otevírání aortálních chlopní.

Jako R-kmit je u kardiovaskulárního modelu považována první nenulová hodnota tlakového snímače, kdy je kapalina vypuzena do měřicího řetězce. Z důvodu absence barvy kapaliny

u kardiovaskulárního modelu, nemohl být použit pletysmograf. Místo měření pulzní vlny pletysmografem byl využit tenzometr, který byl umístěn na pravé ruce torza před periferním odporem. Tenzometr byl vzdálený 90 centimetrů od první tlakového snímače. Mezi pletysmografem a tenzometrem bylo zjištěno konstantní časové zpoždění 6 ms. Do dalšího zpracování dat bylo časové zpoždění započítáno.

5.2 Tlakový snímač pro snímání referenčního tlaku na R-kmitu

Tlakový snímač byl umístěn na začátku měřicího řetězce za pumpou. Sloužil pro snímání první nenulové hodnoty tlaku, která reprezentovala R-kmit a zároveň snímal referenční tlak v obvodu. Referenční tlak byl kalibrován podle laboratorního certifikovaného zařízení Fluke sloužícího pro kalibraci. Podle tohoto zařízení byly získány dvě hodnoty, díky kterým bylo možné provedení přepočtu napětí na tlak v programu LabChart. V měřicím řetězci byly umístěné tři tlakové snímače. Podle umístění snímače se lišil jejich průměr. Pro umístění v artérii byl zapotřebí menší průměr než při umístění na vénu. První tlakový snímač, jak již bylo řečeno, snímal tlak referenční a R-kmit, zatímco ostatní tlakové snímače sloužili pouze pro kontrolu tlaku v obvodu, který se postupně snižoval při procházení kapaliny odpory. Dále bylo možné sledovat snížení pulzového tlaku, který charakterizuje rozdíl mezi tlakem systolickým a diastolickým. Při prvním měření bylo zjištěno, že není možné použití tlakových snímačů z laboratoře. Tlakový snímač byl na hadičku zastupující artérii připojen z boku a měřený tlak byl velmi nízký. Tento problém vzniknul z toho důvodu, že tlak byl měřen v T spojně a jelikož byl měřicí řetězec otevřený, tlak se nedokázal plně přenést na tlakový snímač. Z tohoto důvodu bylo vytvořeno sedlo tlakového snímače, které má vnitřní průměr otvoru stejný jako průměr hadičky. Stejný průměr tlakového snímače byl potřebný proto, aby se tlak při přechodu z hadičky do tlakového snímače neměnil.

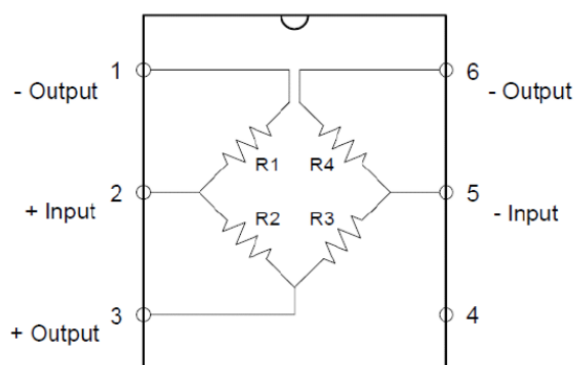


Obrázek 9: Sedlo tlakového snímače

Pro výrobu tlakového snímače je použita SLA tiskárna. Vhodným materiálem pro tento tisk je klasický resin. Hlavní výhodou tohoto tisku, je plně přiléhající vrstvy a není tak možný vznik dutinky, kde by tlak unikal. Pro kontrolu vytisknutého tlakového snímače byl proveden test těsnosti, který bude popsán později v práci. Uvnitř vytisknutého tlakového snímače je tlakový senzor MPS20N0040D-D. Tlakový senzor byl uvnitř sedla tlakového snímače zalit resinem a vytvrzen UV světlem a z jeho vnější strany byla přišroubována destička, aby nedošlo k úniku tlaku.

5.2.1 Vnitřní zapojení tlakového senzoru MPS20N0040D-D

Vytisknuté tlakové snímače snímaly změnu tlaku při vypuzení kapaliny do měřicího řetězce. U tlakové křivky bylo detekováno maximum a minimum pro snímání referenčního tlaku a R-kmitu.

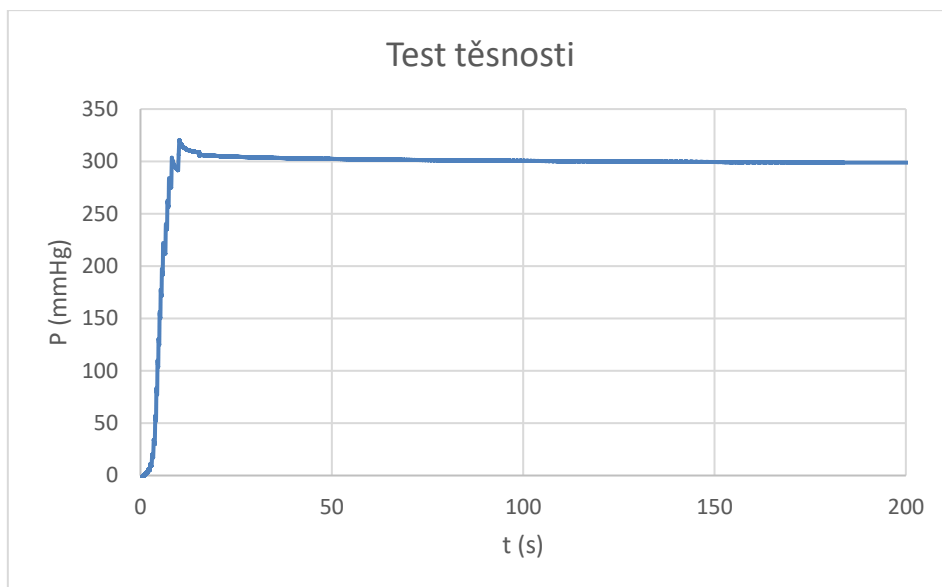


Obrázek 10: Vnitřní zapojení tlakového senzoru

Detekována první nenulová hodnota, kdy je kapalina vypuzena do měřicího řetězce, byla dále zpracovávána pro určení časového zpoždění mezi R-kmitem a pulzní vlnou.

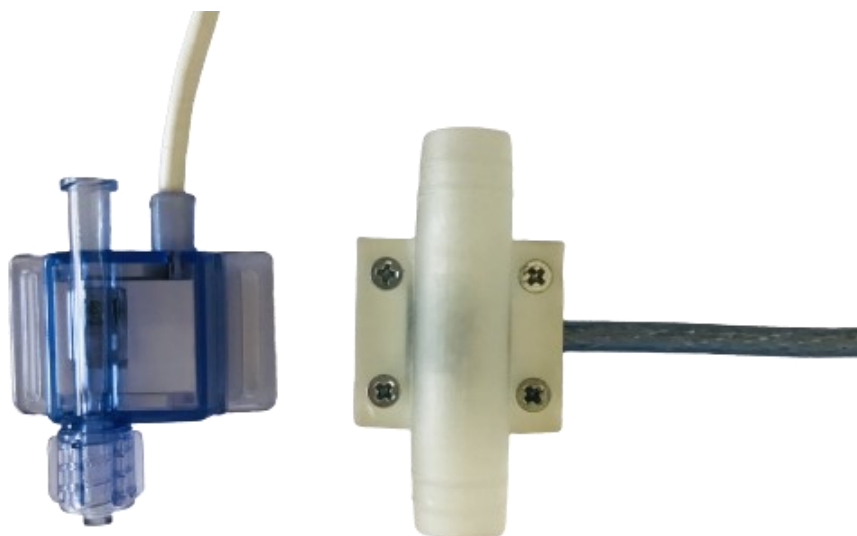
5.2.2 Ověření funkčnosti tlakových snímačů

Všechny tlakové snímače byly nafouknuty na hodnotu 300 mm Hg po dobu tří minut. Tento test byl proveden z důvodu ověření funkčnosti tlakových snímačů, zda u vytisknutých sedel tlakových snímačů na SLA tiskárně nedochází k úniku vzduchu či kapaliny. Na obrázku lze vidět, že po dobu 180 sekund nedošlo k úniku tlaku, proto můžeme potvrdit jeho funkčnost a těsnost.



Obrázek 11: Test těsnosti tlakových snímačů

Tlakové snímače byly porovnávány s komerčním tlakovým snímačem. V uzavřeném tlakovém obvodu byl zapojen komerční tlakový snímač a vytvořený tlakový snímač. Uzavřený obvod byl natlakován na různé hodnoty tlaku. Pomocí programu LabChart byly tyto hodnoty porovnávány. Po statistickém zpracování rozdílu tlaku mezi dvěma senzory bylo rozhodnuto, že rozdíl mezi tlakovým snímačem vytvořeným a komerčním na hladině významnosti 0,05 není statisticky významný.



Obrázek 12: Komerční tlakový snímač (vlevo) a vytvořený snímač (vpravo)

Na obrázku lze vidět vytvořený tlakový snímač, který je zasazený do sedla vytisknutého na SLA tiskárně z klasického rezinu. Sedlo tlakového snímače byly nutné vytvořit, z toho důvodu, aby připojení tlakového snímače mělo stejný průměr jako hadičky zastupující vény či artérie a nedocházelo tak k umělému zvyšování krevního tlaku. Na levé straně je komerční tlakový snímač, který byl použit pro ověření funkčnosti vytvořeného tlakového snímače.

5.3 Tenzometr

Pro prvotní snímání pulzní vlny byl využit pletysmo snímač. U snímání pulzní vlny pletysmo snímačem bylo nutné kapalinu smíchat s pudrem v poměru 1:100. Při systole bude při snímání větší přítomnost prášku, tím dochází ke snížení průchodu světla na fototranzistor. Pudr se při delší přítomnosti v měřicím obvodu začal usazovat v odporech, které simulovaly kapiláry. Proto pro pozdější měření byl pro snímání pulzní vlny využit tenzometr. Bylo zjištěno konstantní časové zpoždění mezi pletysmo snímačem a tenzometrem 6 ms. Toto časové zpoždění bylo dále do zpracování dat zahrnuto. Při kontrolním měření na lidech je použit pletysmo snímač. Tenzometr mění naměřený odpor při změně napětí tenzometru. Změny napětí ovlivňuje deformace nebo posunutí materiálu. Napětí je vlastně síla působící na materiál dělená plochou průřezu materiálu. Síla způsobuje napětí, které je měřeno tenzometrem změnou elektrického odporu.

Pro měření na kardiovaskulárním modelu byl využit tenzometr TN1012/ST, který detekoval pulzní vlnu přenesenou do periferního místa. Tenzometr byl umístěn 90 centimetrů od aorty. Na pulzní vlně bylo detekováno lokální maximum. Tato hodnota byla dále zpracovávána pro určení časového zpoždění mezi R-kmitem a pulzní vlnou. Pulse transit time je potřebná doba pro přenos arteriálního pulzu z aortální chlopně do periferního místa. Rychlost přenosu pulzní vlny ovlivňuje tuhost a napětí arteriální hadičky. Zvýšením krevního tlaku dochází ke zvýšení tuhosti aortální stěny a snížení tak doby PTT. Při poklesu krevního tlaku se doba PTT prodlužuje. Doba pro přenos pulzní vlny je nepřímo úměrná krevnímu tlaku.

5.4 Periferní odpor

Pro měření na kardiovaskulárním modelu bylo zapotřebí vytvořit odpory, které simulovaly kapiláry v lidském těle. Pro výrobu periferních odporů byla využita SLA tiskárna. Vhodným materiálem pro tento tisk je klasický resin, který je zatvrzen UV světlem. Na koncích periferních odporů je vyústění do hadiček. Na jedné straně odporu je vyústění o menším průměru, z důvodu připojení na artérii a na straně druhé je průměr přizpůsoben průměru vény. Hlavní výhodou tisku na SLA tiskárně jsou plně přiléhající vrstvy, u kterých není možný vznik dutinky, kde by unikala tekutina či tlak.



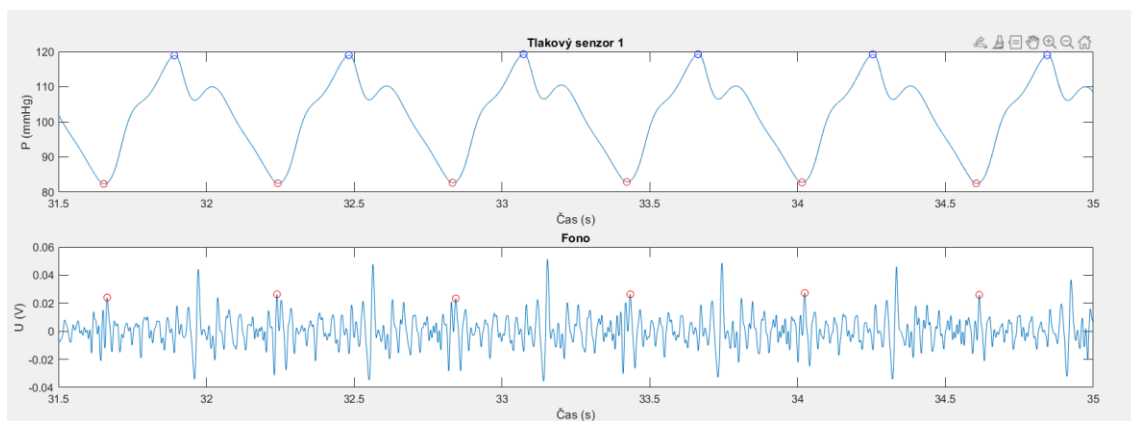


Obrázek 13: Návrh periferního odporu

Odpor tvoří přechod mezi žílou a tepnou v krevním řečišti. Zvyšuje krevní tlak v artériích a snižuje pulzní přítok krve do vén. Pulzový tlak je ovlivněn velikostí tepového objemu a poddajností stěn tepen. Odpory zastupující kapiláry způsobují, že z tepen do kapilár teče krev kontinuálně, avšak přítok je pulzní. Do měřicího řetězce byly připojeny tři odpory. První a druhý odpor zastupoval kapiláru v pravé a levé ruce. Poslední odpor byl připojen mezi tepnu a žílu na nohou. Odpory byly vyplněny skleněnými kuličky o velikosti 2 a 4 mm, které způsobily zvýšení tlaku v tepnách a snížení pulzního přítoku kapaliny do vén.

5.5 Fonokardiograf

Experimentální metodou pro kontinuální měření krevního tlaku je metoda závislá na rychlosti pulzu, kde dochází k nahrazení elektrokardiogramu fonokardiogramem. Tato metoda byla taktéž vyzkoušena pro měření krevního tlaku na kardiovaskulárním modelu. Fonokardiograf byl přiložen pro snímání zvuku na pumpu, protože pumpa simulovala funkci srdce. U tohoto měření je měřena doba přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy. Při otevírání a zavírání srdečních chlopní dochází ke změnám na fonokardiogramu. Každý srdeční cyklus je doprovázen dvěma dominantními zvuky. Fonokardiograf byl umístěn na pumpě, kde snímal ozvy srdce. Při měření je zapotřebí ticho, aby nedocházelo ke snímání jiných zvuků a vzniku artefaktů. Bylo snímáno časové zpoždění pulzní vlny za pomoci tenzometru a fonokardiografu. Časové zpoždění pulzní vlny bylo dále statisticky zpracováváno. Po experimentálním měření na kardiovaskulárním modelu, bylo zjištěno, že druhý vrchol dominantního zvuku vizuálně nahrazuje u elektrokardiogramu R vlnu. Pro měření R vlny nebylo možné u kardiovaskulárního modelu použití elektrokardiografie. Z toho důvodu zastupovala R vlnu první nenulová hodnota na tlakové křivce, která je značena červeným bodem. Tlakový snímač byl umístěn za pumpu a snímal první vypuzení kapaliny do obvodu.

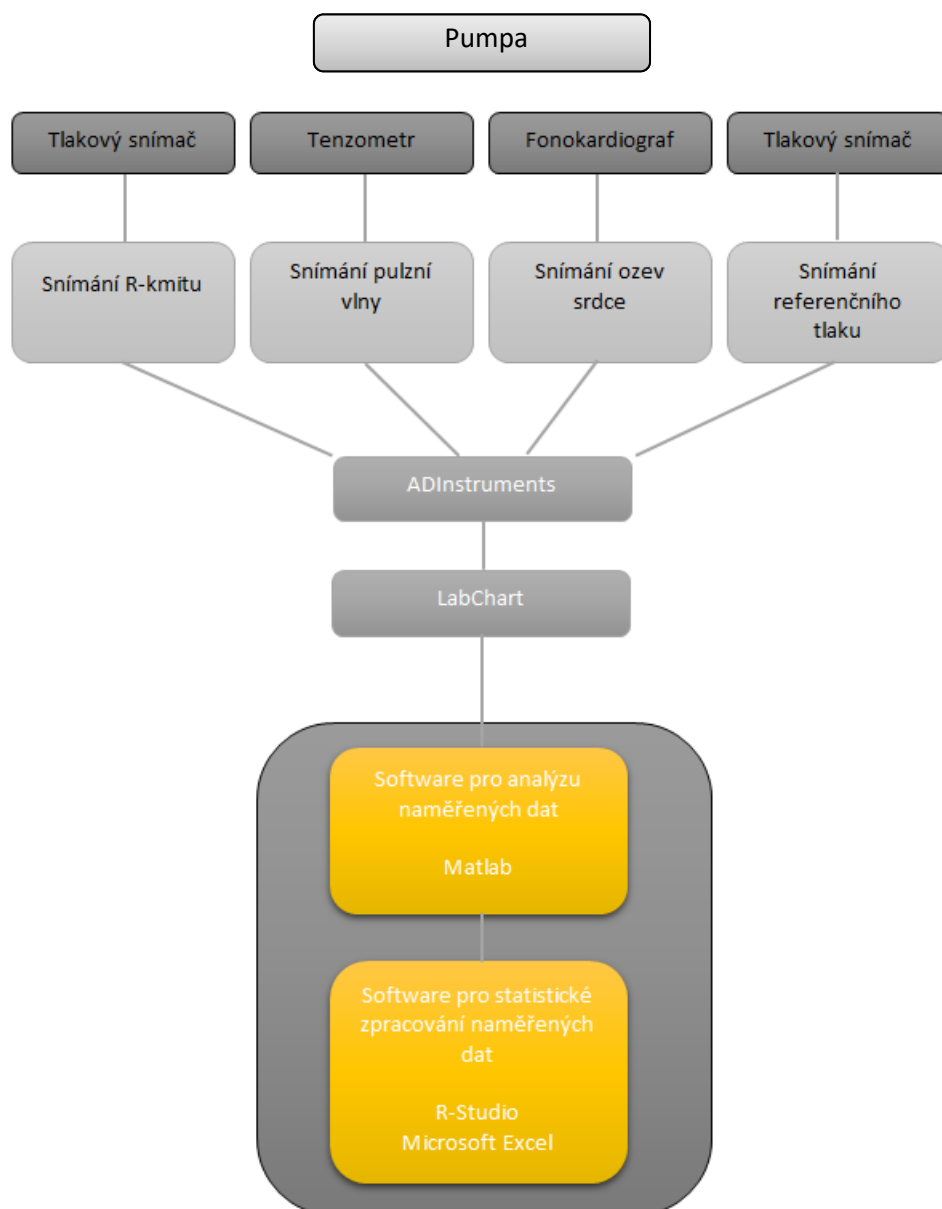


Obrázek 14: Závislost fonokardiogramu na R-kmitu

Na obrázku lze vidět vizuální shodu mezi R-kmitem a druhým dominantním zvukem při zavírání aortálních chlopní. První nenulová hodnota označená červeným bodem u tlakové křivky je hodnota zastupující hodnotu R-kmitu. Lze vidět, že tento bod je vizuálně ve stejnou dobu jako druhý dominantní zvuk na fonokardiogramu. Statistické zhodnocení časového rozdílu mezi těmito body je provedeno v části statistického zpracování.

5.6 Měřicí řetězec na kardiovaskulárním modelu

Celý měřicí řetězec byl připojen k pumpě, která simulovala činnost srdce. Pumpa tvořila základ celého měřicího řetězce, jejíž hlavní úlohou bylo vypuzení určitého množství kapaliny do obvodu za tep. Na pumpě byla možnost nastavení několika parametrů. Bylo možné nastavení poměru systolického a diastolického tlaku, tepové frekvence a tepového objemu. Nastavení jednotlivých parametrů bylo velmi významné pro zjištění závislosti jednotlivých fyziologických parametrů na hodnotě tlaku a časového zpoždění přenosu pulzu. Pro měření byly využity všechny poměry systoly a diastoly a několik hodnot tepové frekvence. Minutový objem pumpy byl nastaven na 25 ml/tep. Pulzní tlak se měnil v závislosti na minutovém objemu a poměru systolického a diastolického tlaku. Závislost pulzatility na tlaku byla provedena z důvodu zahrnutí dalšího parametru pro fyziologickou úpravu hodnotu tlaku, než je změna rezistence. Pro snímání pulzní vlny byl využit tenzometr, který byl umístěn na pravé straně měřicího řetězce ve vzdálenosti 90 centimetrů od aorty a snímal první nenulovou hodnotu, která reprezentovala R-kmit elektrokardiogramu. Ostatní tlakové senzory snímaly krevní a pulzní tlak v obvodu pro kontrolu. Všechny tlakové senzory byly umístěny do sedla tlakového snímače vytisknutého na SLA tiskárně. Bylo nutné připojení tlakových snímačů mezi jednotlivé hadičky. Z toho důvodu bylo sedlo stejného průměru jako navazující hadička a nedocházelo tak k umělému zvyšování tlaku v obvodu. Pro přechod mezi žílou a tepnou byla nutná vytvoření periferních odporů, které v obvodu zastupovaly činnost kapilár v lidském těle. Tyto odpory byly vytisknuté na SLA tiskárně z klasického resinu. Výplň periferních odporů tvořily skleněné kuličky o průměru 2 a 4 milimetrů, které snižovaly pulzní přítok kapaliny do žil, a zároveň zvyšovali krevní tlak v tepnách. Přejít mezi tepnou a žílou v těle tvoří kapiláry, proto byla nutná jejich náhrada v měřicím řetězci, vytvořenými periferními odpory. Pro experimentální náhradu byl využit fonokardiograf, který byl umístěn na pumpě. Fonokardiograf snímal dominantní zvuky pumpy. Byla zkoumaná případná náhrada elektrokardiogramu fonokardiogramem. Celý měřicí řetězec byl připojen k rezervoáru kapaliny.



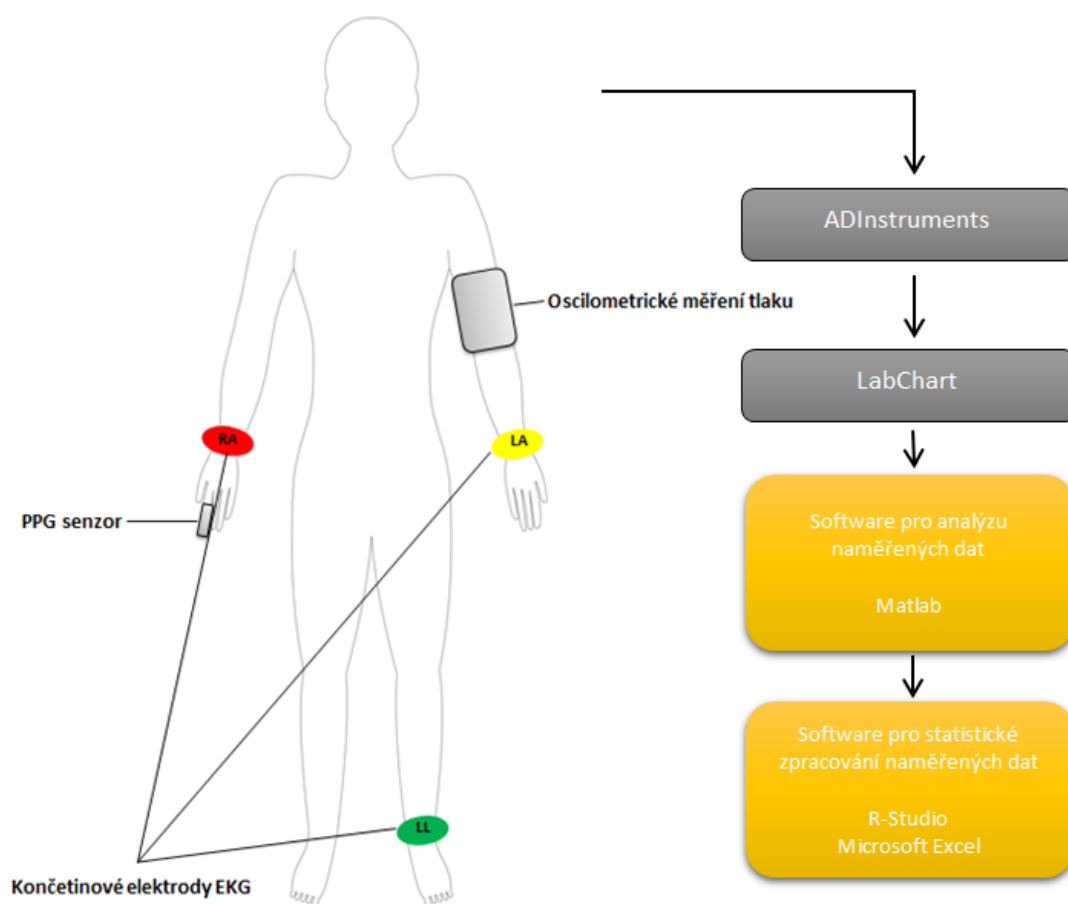
Obrázek 15: Návrh měřicího řetězce

Na obrázku 15, lze vidět, že pumpa tvořila základ celého měřicího řetězce, jejíž hlavní úlohou bylo vypuzení určitého množství kapaliny do obvodu za tep. Pro určení doby přenosu pulzní vlny mezi dvěma místy v kardiovaskulárním systému je zapotřebí snímat dva biologické signály. První biologickým signálem pro výpočet krevního tlaku je snímání R-vlny z EKG. Dalším biologickým signálem potřebným pro určení hodnoty krevního tlaku je snímání pulzní křivky tenzometrem. Časové zpoždění mezi R-vlnou a vrcholem PPG vlny určuje dobu PTT, která je zapotřebí pro výpočet krevního tlaku. Z toho důvodu byl měřicí řetězec složen z tlakového snímače, který měřil referenční tlak, vůči kterému byl vypočtený tlak statisticky hodnocen. Tenzometr snímající pulzní vlnu, fonokardiograf pro případnou náhradu elektrokardiogramu a tlakový snímač pro měření první nenulové hodnoty reprezentující R-kmit.

Všechny senzory a snímače byly připojeny do ADInstruments. Pro zobrazení měřených signálů byl využit LabChart, kde byla možnost převodu napětí na tlak a nastavení jednotlivých filtrů. Pro detekci

Na obrázku lze vidět měřicí řetězec složený z dvou typů hadiček o jiných vlastnostech, umístění jednotlivých snímačů biologických signálů a zavěšení měřicího řetězce do torza lidského těla. Toto zavěšení bylo nutné pro počítání s gravitačním zrychlením a měření biologických signálů tak bylo co nevíce fyziologické.

Pro ověření výsledků a správnosti algoritmu byl sestaven měřicí řetězec i pro měření na lidech. Pro kontrolní měření biologických signálů na člověku, bylo využito tří svodové EKG, které bylo nahrazené u kardiovaskulárního modelu tlakovým snímačem. Elektrokardiograf sloužil pro snímání R-vlny, která je zapotřebí pro určení časového zpoždění arteriálního pulzu z aortální chlopně do periferního místa. Doba přenosu pulzu je potřebná pro určení hodnoty krevního tlaku. Pro snímání šíření pulzní vlny byl využit pletysmo snímač, který byl umístěn na konci prstu.



Obrázek 17: Kontrolní měřicí řetězec na člověku

Pro pletysmo snímač byla vyrobena deska plošných spojů, kde je pomocí přepínače měněno snímání pomocí červené a infračervené diody. V obvodu je zapojení integrátoru operačního zesilovače, který převádí proud na napětí. Dále je v obvodu filtr dolní propust a zesílení.

5.8 Pletysmo snímač

Pro spojení komerčního pletysmo snímače s ADInstruments byl vytvořen obvod, který zajišťuje napájení a předzpracování signálu komerčního pletysmo snímače. Zapojení je možné rozdělit do čtyř částí. První část zajišťuje stabilní napájecí větev. Druhá část vytváří umělou zem, ke které je signálové zpracování vztaženo. Další část vytváří přepínání mezi červenou a infračervenou LED pletysmo snímače. Poslední částí je zapojení zajišťující zpracování signálu, jehož výstupem je filtrovaný zesílený signál pulzní vlny. Byl použit operační zesilovač NE5532, který disponuje frekvenční šířkou pásma 10 MHz. Obvod byl navržen v programu EAGLE a následně zhotoven.

Přepínač S1 zajišťuje napájení pro napěťový lineární regulátor L7805. Výstupem regulátoru je stabilní nekolísavá pevná napěťová větev 5 V, která zajišťuje napájení jak pro celý obvod, tak i pro samotný senzor. Po připojení napájení na napěťový regulátor je rozsvícena LED, která je zařazena pro signalizaci zapnutí obvodu.

Pro vytvoření umělé země je využito zapojení s operačním zesilovačem. Zapojení vytváří dle napěťového děliče umělou zem. Kapacity na výstupu operačního zesilovače vůči napájení a zemi zajišťují tvrdost vytvořené umělé země.

Třetí část mění sepnutí NPN tranzistorů, pomocí přepínání S2. Změna směru napětí a proudu způsobí přepnutí infračervené a červené LED uvnitř pletysmo snímače. Jako ochranné rezistory před LED jsou zvoleny R6 a R7. Pro kontrolu, zda je zapnutá červená nebo infračervená LED, jsou do obvodu zařazeny dvě indikační LED. Červená LED značí, že je v pletysmo snímači sepnuta červená LED. Modrá LED značí, že je sepnuta infračervená LED.

Výstup z pletysmo snímače vstupuje do části, která zpracovává signál. Prvním zapojením v tomto obvodu je převodník proudu na napětí. Dalším bodem je filtr dolní propust s mezní frekvencí 18,6 Hz. Jedná se o aktivní filtr 2. řádu Sallen-Key. Poslední část představuje neinvertující zapojení operačního zesilovače. Poměr rezistorů R11 a R12 zajišťuje zesílení signálu šestnáctkrát.

$$U_2 = \left(\frac{R_{12}}{R_{11}} + 1 \right) \cdot U_1 \quad (19)$$

Sallen-Key – výpočet mezní frekvence

$$G(s) = \frac{V_{OUT}(s)}{V_{IN}(s)} = \frac{\frac{1}{R_9 C_6 \cdot R_{10} C_7}}{s^2 + s \left(\frac{1}{R_{10} C_6} + \frac{1}{R_9 C_6} \right) + \left(\frac{1}{R_9 C_6 \cdot R_{10} C_7} \right)} \quad (20)$$

$$G(s) = \frac{13638,84}{s^2 + 193,67 s + 13638,84} \quad (21)$$

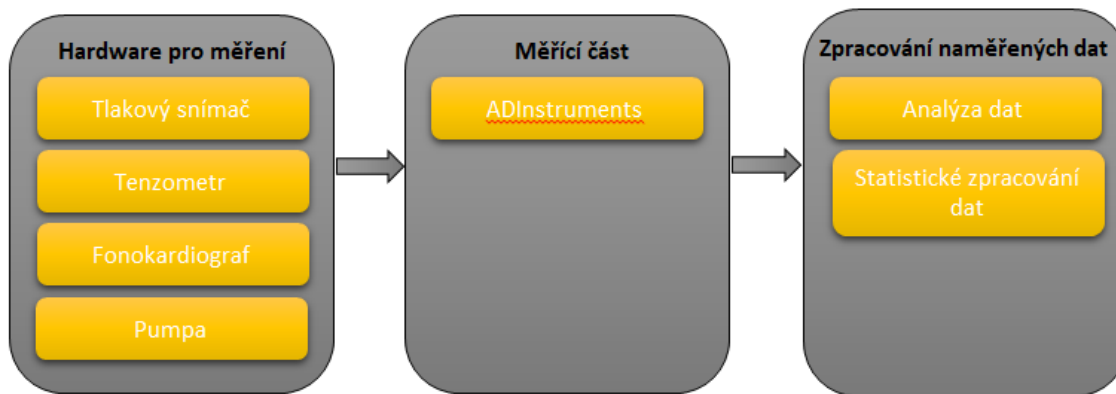
$$f_c = 18,59 \text{ Hz} \quad (22)$$

Obvodové a schématické zapojení pro zpracování pletysmo snímače je v příloze A.

5.9 Postup měření

Měření neinvazivního krevního tlaku probíhalo v laboratorních podmínkách na kardiovaskulárním modelu. Pro kalibraci všech tlakových snímačů bylo využito certifikovaného kalibračního zařízení Fluke. Všechny tlakové snímače byly připojeny do hadičky, která byla natlakovaná na určitou hodnotu. Tlakové snímače byly zapojeny k zařízení ADInstruments a průběh byl vykreslován v programu LabChart. Hadička byla nafouknuta na určitou hodnotu krevního tlaku, která byla zobrazena na kalibračním zařízení Fluke. Hodnota krevního tlaku a napětí zobrazovaného v programu LabChart byla zaznamenána pro následující kalibraci. Přepočtení napětí na tlak bylo provedeno v programu LabChart, kde byly zadány dvě kalibrační hodnoty. Po kalibraci bylo nutné zjištění tepového objemu, u kterého budou hodnoty krevního tlaku fyziologické. Po provedení experimentálního měření bylo zjištěno, že u tepového objemu 25 ml/tep je měřen fyziologický tlak. Proto všechny následující měření budou měřeny při tepovém objemu 25 ml/tep. Po provedení kalibrace a zjištění optimální hodnoty tepového objemu byl sestaven měřicí řetězec. Celý uzavřený měřicí řetězec byl složen z aorty, z hadiček reprezentujících artérie a vény, z periferních odporů, rezervoáru kapaliny a pumpy. Pro snímání biologických signálů z kardiovaskulárního modelu bylo využito čtyř zařízení. Prvním zařízením pro snímání biosignálů je tlakový snímač, který je zapojen do prvního kanálu ADInstruments. Tlakový snímač je umístěn za pumpu a snímá referenční tlak obvodu. Z tlakové křivky je detekována první nenulová hodnota, která reprezentuje R-kmit. Do druhého měřicího kanálu byl připojen druhý tlakový snímač, který byl umístěn před periferní odpor. Tento snímač byl použit pro kontrolní měření tlaku

v obvodu. Periferní odpor simuluje v obvodu kapiláry, ty zvyšují tlak v artériích a zároveň snižují pulzní přítok do vén. Z toho důvodu byl druhý tlakový snímač umístěn před periferní odpor, kde byla kontrolována hodnota tlaku. Pro ověření správnosti periferních odporů byl využit i třetí tlakový snímač, který byl umístěn za periferní odpor. Byl kontrolován pulzní tlak před periferním odporem a po něm. Hodnota tlaku v obvodu a pulzního tlaku se po přechodu kapaliny přes periferní odpor snížila. Třetím použitým zařízením byl tenzometr, který snímal pulzní vlnu. Tenzometr byl umístěn 90 centimetrů od aorty. Posledním zařízením připojeným do čtvrtého měřicího kanálu byl fonokardiograf. Ten byl umístěn na pumpě, která reprezentovala srdce. Pomocí fonokardiografu byly snímány ozvy pumpy. Fonokardiogram obsahuje dva dominantní zvuky při zavírání a otevírání srdečních chlopní. Pro určení hodnoty krevního tlaku je potřebné určení doby přenosu pulzu. Tato doba je potřebná pro přenos arteriálního pulzu z aortální chlopně do periferního místa. Doba přenosu pulzu je určována z elektrokardiogramu, pletysmogramu a fonokardiogramu. Časové zpoždění mezi R-kitem a vrcholem pulzní vlny charakterizuje dobu přenosu pulzu. Doba přenosu pulzu je využívána pro výpočet hodnoty krevního tlaku. Pro náhradu elektrokardiogramu bylo využito fonokardiograf. Pro případnou náhradu bylo provedeno statistické zpracování časového rozdílu mezi R-kitem a dominantním vrcholem fonokardiogramu. Na kardiovaskulárním měření bylo provedeno 20 měření. Každé měření časové zpoždění pulzu byly na krevní pumpě nastaveny jiné fyziologické parametry. Změna parametrů byla potřebná pro určení závislosti krevního tlaku a doby přenosu pulzu na fyziologických parametrech. Během jednotlivých měření byla měněna hodnota tepové frekvence a poměru systolického a diastolického tlaku. Všechny měření byly využity pro následnou analýzu a statistické zpracování dat. V poslední části práce je provedeno statistické zpracování a vyhodnocení závislosti jednotlivých fyziologických parametrů na hodnotě krevního tlaku nebo doby přenosu pulzu.

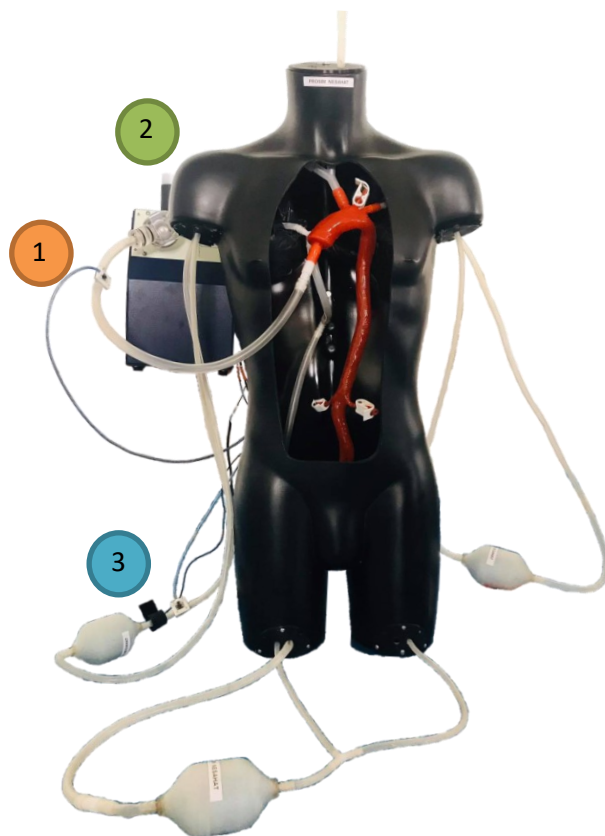


Obrázek 18: Postup měření

Na obrázku lze vidět postup měření. První je nutné snímání biologických signálů pomocí jednotlivých senzorů, připojené do ADInstruments a možnost zobrazení průběhů v programu LabChart. Naměřená data byly následně analyzována v programu Matlab a statisticky zpracovávána v programu R-Studio.

6 Nastavení parametrů na kardiovaskulárním modelu

Měřicí řetězec byl připojen k pumpě, která vstřikuje kapalinu do měřicího obvodu. Na pumpě bylo nastaveno několik parametrů. Bylo možné nastavení poměru systolického a diastolického tlaku, tepové frekvence a minutového objemu pumpy. Fyziologický poměr systolického a diastolického tlaku je 30:70, proto se práce zaměřuje hlavně na tento poměr. Pro experimentální měření byly naměřeny různé poměry systolického a diastolického tlaku. Minutový objem pumpy ovlivňoval kromě hodnoty systolického a diastolického tlaku i tlak pulzový, zatímco tepová frekvence ovlivňovala pouze tlak systolický a diastolický. Pro měření byly využity všechny poměry systoly a diastoly a několik hodnot tepové frekvence. Minutový objem pumpy byl nastaven na 25 ml/tep. Tato hodnota tepového objemu byla použita u všech měření z důvodu naměření fyziologické hodnoty systolického a diastolického tlaku při tepové frekvenci 72 tepů/min. Pulzní tlak se měnil v závislosti na minutovém objemu a poměru systolického a diastolického tlaku. Závislost pulzatility na tlaku byla provedena z důvodu zahrnutí dalšího parametru pro fyziologickou úpravu hodnotu tlaku, než je změna rezistence. Bylo provedeno snímání časového zpoždění arteriálního pulzu. Tlakový snímače byly kalibrovány pomocí certifikovaného kalibračního zařízení Fluke. V programu LabChart byly nastaveny jednotlivé filtry a docházelo zde k převodu napětí na tlak, pomocí naměřených kalibračních dat. V tomto programu byla dále možnost sledování průběhu biologických signálů pro vizuální kontrolu. Naměřená data byla exportována do programu Matlab. Na kardiovaskulárním modelu bylo provedeno 20 měření po dobu 60 sekund. Každé měření mělo nastavené jiné fyziologické parametry. Díky tomu byla možnost sledování změny hodnoty tlaku na jednotlivých fyziologických parametrech či změna doby přenosu.



Obrázek 19: Měření biologických signálů na modelu

Na obrázku lze vidět vytvořený měřicí řetězec zavěšený do torza lidského těla. Tenzometr (modrý bod), byl umístěn na pravé straně měřicího řetězce ve vzdálenosti 90 centimetrů od aorty. Tlakový senzor (oranžový bod), snímal první nenulovou hodnotu, která reprezentovala R-kmit elektrocardiogramu a referenční tlak. Tato hodnota sloužila pro analýzu a zpracování dat. Ostatní tlakové senzory snímaly krevní a pulzní tlak v obvodu pro kontrolu. Měřicí řetězec obsahoval tři periferní odpory. Pro experimentální náhradu byl využit fonokardiograf (zelený bod), který byl umístěn na pumpě. Fonokardiograf snímal dominantní zvuky pumpy. Celý měřicí řetězec byl připojen k rezervoáru kapaliny.

6.1 Nastavitelné parametry na pumpě

Srdce bylo v měřicím řetězci reprezentováno pumpou. Na pumpě lze nastavit tři parametry. Pro všechny měření byl nastaven objem 25 ml/tep, u kterého byly zjištěné fyziologické hodnoty tlaku 120/80 mm Hg u tepové frekvence 72 tepů/min a tlak pulzový okolo 40 mm Hg. Z toho důvodu byl tento objem využíván po celou dobu měření. U měření na kardiovaskulárním modelu byly pro experimentální měření měněny hodnoty tepové frekvence a poměru systolického a diastolického tlaku. Tyto změny byly vyzkoušeny z toho důvodu, aby do hodnocení byly zahrnuty i jiné parametry pro fyziologickou úpravu hodnoty tlaku, než je změna rezistence.

Tabulka 3: Nastavitelné parametry na pumpě

Parametry	Hodnoty
Poměr systolického a diastolického tlaku	30:70
	35:65
	40:60
	45:55
	50:50
	25:75
Tepová frekvence	0-180 tep/min
Objem	5-30 ml/tep

6.2 Zpracování naměřených dat v Matlabu

K získání doby přenosu pulzu byla nutná detekce jednotlivých lokálních maxim a minim z naměřených signálů. Z měřicího řetězce byl uložen záznam ze čtyř kanálů, kde první kanál představoval tlakový snímač umístěný za pumpou, druhá kanál tlakový snímač umístěný před periferním odporem. Do třetího kanálu byl zapojen tenzometr a čtvrtý kanál měřil fonokardiografii. Doba přenosu pulzu představuje dobu mezi R-kmitem a vrcholem pulzní vlny. R kmit představuje první nenulovou hodnotu na tlakové křivce prvního tlakového snímače. Vrchol pulzní vlny je zaznamenán na kanále tenzometru, který je připojen 90 cm od aorty, což odpovídá vzdálenosti mezi aortou a konečkem prstu na kardiovaskulárním modelu. Referenční krevní tlak systolický a diastolický představuje hodnotu maxima a minima prvního tlakového snímače. Pro případnou náhradu elektrocardiogramu fonokardiogramem, bylo sledováno časové zpoždění první nenulové hodnoty tlakového snímače a dominantního zvuku na fonokardiogramu.

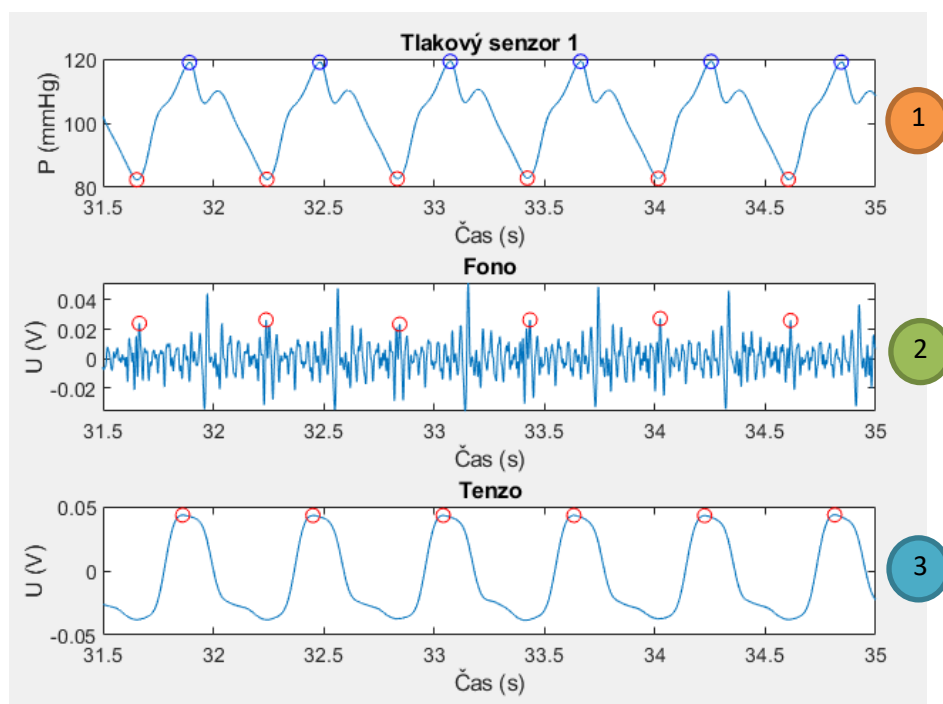
Pro detekci jednotlivých lokálních maxim a minim byl vytvořen skript v programu Matlab. Jako první jsou načteny data z vygenerovaného m.file souboru z programu LabChart. Data jsou rozdělena podle jednotlivých kanálů a přehledně pojmenována. Dále kód detekuje polohy jednotlivých lokálních maxim u všech kanálů a u kanálu jedna detekuje i lokální minima. V tomto momentě je známa jak hodnota, tak i poloha lokálního maxima i minima. Dle polohy a známé vzorkovací frekvence 1 kHz, je vypočtena doba PTT. Dle hodnoty maxim a minim je znám referenční systolický i diastolický tlak, který je následně využíván ke kvantizaci chyby vůči vypočtenému systolickému tlaku z algoritmu. Pro detekci dominantního vrcholu u fonokardiogramu s R-kitem bylo využito známé polohy první nenulové hodnoty na prvním tlakovém snímači. V okolí R-kmitu bylo hledáno lokální maximum v záznamu fonokardiogramu. Na základě zjištěné polohy lokálního maxima byla zjištěna časová zpoždění od polohy R-kmitu.

Pro výpočet hodnoty krevního tlaku z doby přenosu pulzu je použit algoritmus v softwarovém prostředí Matlab, který je rozebrán v elektronické příloze.

Výstupem je graf a zpracovaná data. Graf ukazuje správnou detekci lokálních maxim a minim. Zpracovaná data představují rozdíl referenčního a získaného tlaku pomocí algoritmu. Získaná data jsou statisticky vyhodnocena v programu R studio.

6.3 Měřené průběhy na kardiovaskulárním modelu

Na následujícím obrázku je vyznačeno, které biologické signály byly měřeny pomocí, kterých snímačů.



Obrázek 20: Srdeční signály snímány na kardiovaskulárním modelu

Na pumpě simulující činnost srdce je položen fonokardiograf označený číslem 2, který slouží pro snímání ozev pumpy. Na fonokardiogramu lze vidět dva dominantní zvuky, které reprezentují otevírání a zavírání aortálních chlopní. Těsně za pumpou, byl mezi hadičky umístěn tlakový

snímač označený číslem 1, který byl vložen do vytisknutého sedla pro tlakové senzory. Použití sedla bylo nutné, z toho důvodu, aby byl tlakový snímač uložen v sedlu, jehož průměr je stejný jako průměr hadiček v měřicím řetězci a nedocházelo v obvodu k umělému zvyšování tlaku. Tlakovým senzorem byla snímáná tlaková křivka, která sloužila po určení systolického a diastolického tlaku v obvodu a zároveň byla snímáná první nenulová hodnota, která reprezentovala R-kmit. U kardiovaskulárního modelu nebylo možné snímat srdeční aktivitu elektrokardiografem. Z toho důvodu zastupovala první nenulová hodnota tlakové vlny hodnotu R-kmitu. Pulzní vlna byla snímána pomocí tenzometru označeného číslem 3, který byl umístěn 90 centimetrů od aorty na pravé ruce. Snímání hodnoty R-kmitu a pulzní vlny je velmi důležité pro výpočet krevního tlaku. Z toho důvodu byla měřena doba přenosu pulzu, kdy je arteriální pulz přenesen z aortální chlopně do periferního místa. Časové zpoždění je následně použito pro určení hodnoty krevního tlaku. Fonokardiogram byl používán z důvodu možné náhrady elektrokardiogramu fonokardiogramem. Jde vidět, že R-kmit se vizuálně shoduje s druhým dominantním zvukem na fonokardiogramu, který reprezentuje zavírání aortálních chlopní. Všechny snímače byly zapojeny do ADInstruments, kde byly nastaveny filtry a přepočtení napětí na tlak. V měřicím řetězci byly využívány tři tlakové snímače. První tlakový snímač umístěn za pumpou sloužil pro snímání první nenulové hodnoty a referenčního tlaku. Další tlakové snímače sloužili pro kontrolu tlaku v obvodu. Naměřená data byla následně analyzována v programu Matlab, přepočítávána na hodnotu krevního tlaku pomocí rovnice (15) a statisticky zpracovávána v programu R-Studio.

7 Statistické zpracování naměřených dat

V této části práce bylo provedeno statistické zpracování všech naměřených dat. Data byly zjištěny z analýzy měřených biologických signálů na kardiovaskulárním modelu. Bylo provedeno 20 snímání srdečních signálů na kardiovaskulárním modelu po dobu 60 sekund. Dále bylo provedeno 10 kontrolních měření na lidech. Všechna získaná data byla analyzována pomocí programu Matlab a dále statisticky zpracovávána v programu R-studio. V programu R-studio budou provedeny jednotlivé závislosti krevního tlaku na fyziologických parametrech a době přenosu pulzu.

7.1 Závislost R-kmitu na pulzní vlně pro výpočet krevního tlaku

U všech naměřených dat byla odstraněna odlehlá pozorování. Po odstranění odlehlého pozorování bylo rozhodováno, zda se potvrzuje či zamítá normální rozdělení dat na hladině významnosti 0,05. Bylo provedeno empirické a exaktní posouzení, kde bylo rozhodnuto, že všechny data pocházejí z normálního rozdělení. Toto tvrzení potvrzuje Shapiro-Wilk test, který na hladině významnosti 0,05 potvrzuje normální rozdělení dat. Informace o potvrzení či zamítnutí normálního rozdělení dat je velmi důležitá pro správné zvolení testů rozhodujících o statické významnosti.

7.1.1 Ověření normálního rozdělení dat

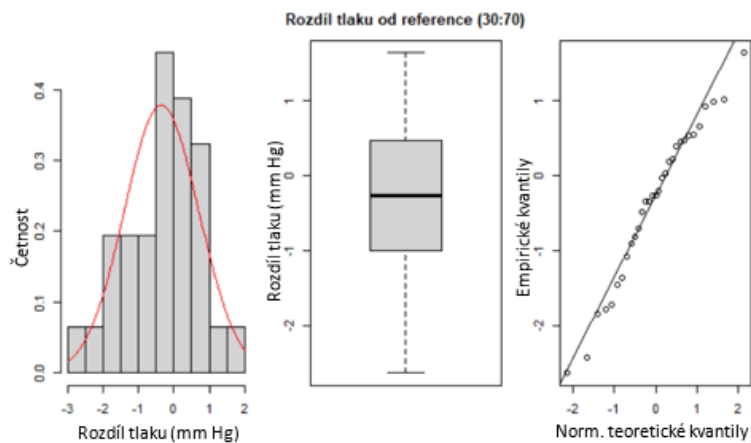
V této tabulce lze vidět exaktní posouzení normálního rozdělení dat. Byl posouzen rozdíl referenčního tlaku od tlaku získaného pomocí algoritmu u jednotlivých poměrů systolického a diastolického tlaku.

Tabulka 4: Exaktní posouzení normality rozdílu tlaku

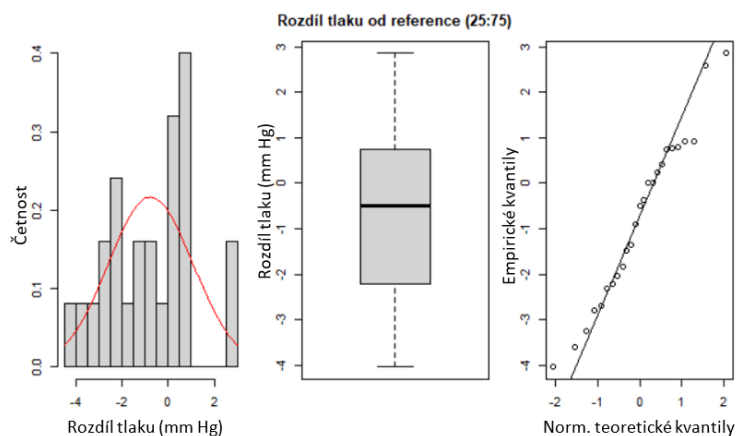
Tlak (poměr)	Šikmost	Špičatost	P – hodnota (Shapiro- Wilk test)	Předpoklad normality
Rozdíl tlaku (30:70)	-0,4	-0,5	0,395	Nezamítnuto
Rozdíl tlaku (25:75)	0,1	-0,8	0,632	Nezamítnuto
Rozdíl tlaku (35:65)	0,0	-1,1	0,337	Nezamítnuto
Rozdíl tlaku (40:60)	-0,3	-0,8	0,686	Nezamítnuto
Rozdíl tlaku (45:55)	-0,1	-0,7	0,898	Nezamítnuto

Rozdíl tlaku.....Rozdíl mezi tlakem referenčním a tlakem získaného pomocí algoritmu

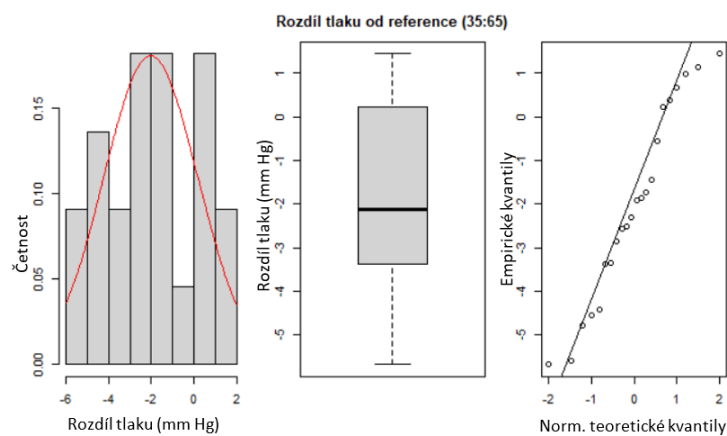
Fyziologický poměr systoly a diastoly je 30:70, ostatní poměry byly provedeny pro experimentální měření dalších fyziologických parametrů pro změnu krevního tlaku. Lze vidět, že u všech poměrů rozdílu tlaku byla normalita dat potvrzena.



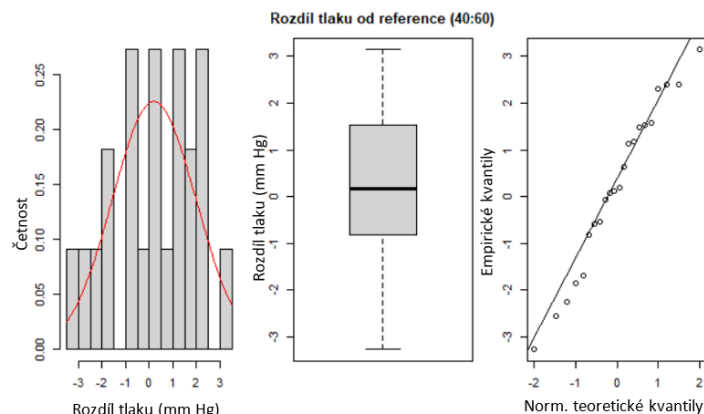
Obrázek 21: Empirické posouzení normality u poměru (30:70)



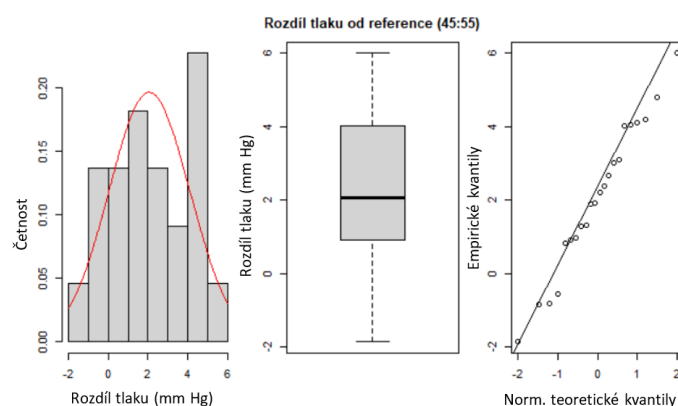
Obrázek 22: Empirické posouzení normality u poměru (25:75)



Obrázek 23: Empirické posouzení normality u poměru (35:65)



Obrázek 24: Empirické posouzení normality u poměru (40:60)



Obrázek 25: Empirické posouzení normality u poměru (45:55)

Na obrázcích lze vidět empirické posouzení normálního rozdělení dat. U každého poměru systoly a diastoly bylo provedeno vizuální zobrazení (graf histogramu, boxplotu a Q-Q grafu). Rozdíl tlaku referenčního od tlaku získaného algoritmem poměru systoly a diastoly 30:70, je rozdíl tlaku od refence nejmenší, z toho důvodu, že je tento poměr fyziologický. P-hodnota pro 95% intervalový odhad je větší než 0,05. Test normality potvrdil, že data pochází z normálního rozdělení. Exaktní posouzení normality vyšlo obdobně jako empirické, tedy normalitu nezamítáme u všech typů poměrů.

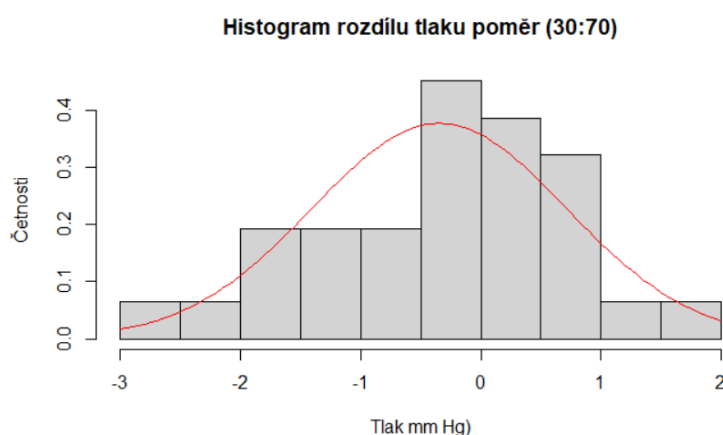
7.1.2 Statistická významnost

V tabulce lze vidět hodnoty směrodatné odchylky, rozptylu, horní a dolní hradby u jednotlivých poměrů systolického a diastolického tlaku. Pro všechny data byl proveden Studentův t-test, který rozhodl, zda je rozdíl tlaku referenčního od tlaku vypočítaného algoritmem statisticky významný.

Tabulka 5: Studentův t-test na hladině významnosti 0,05

Tlak (poměr)	Směrodatná odchylka	Rozptyl	Horní hradba	Dolní hradba	t-test
Rozdíl tlaku (30:70)	1,056	2,220	2,220	-3,360	0,352
Rozdíl tlaku (25:75)	1,843	3,398	5,190	-6,630	0,050
Rozdíl tlaku (35:65)	2,208	4,875	5,130	-8,470	<<0,001
Rozdíl tlaku (40:60)	1,768	3,124	4,950	-4,200	0,591
Rozdíl tlaku (45:55)	2,030	4,121	8,140	-3,410	<<0,001

Studentův t-test rozhodl, že u poměru systolického a diastolického tlaku (30:70, 25:75, 40:60) není rozdíl tlaku statisticky významný. U poměru (35:65 a 45:55) je rozdíl tlaku statisticky významný. Nejdůležitějším zjištěním pro tuto práci je, že rozdíl tlaku referenčního od tlaku vypočítaného u fyziologické poměru (30:70), není statisticky významný. Tento poměr je fyziologický a z pohledu evaluace nejdůležitější pro tuto práci.



Obrázek 26: Histogram rozdílu tlaku u fyziologického poměru

Na obrázku lze vidět histogram rozdílu referenčního krevního tlaku od tlaku získaného pomocí algoritmu. Tento poměr systolického a diastolického tlaku (30:70) je fyziologický a pro tuto práci nejdůležitější. Studentův t-test rozhodl, že na hladině významnosti 0,05 nelze vyvrátit nulovou hypotézu, rozdíl mezi referenčním tlakem a tlakem získaným pomocí algoritmu **není statisticky významný**.

7.1.3 Bodové a intervalové odhady rozdílu tlaku u poměru systoly a diastoly

V následující tabulce lze vidět bodové a intervalové odhady rozdílu mezi tlakem referenčním a tlakem získaným pomocí algoritmu.

Tabulka 6: Bodový a intervalový odhad

Tlak (poměr)	Bodový odhad	95% intervalový odhad
Rozdíl tlaku (30:70)	0,241	(-0,278 ; 0,762)
Rozdíl tlaku (25:75)	0,760	(-0,001 ; 1,520)
Rozdíl tlaku (35:65)	2,023	(1,043 ; 3,002)
Rozdíl tlaku (40:60)	-0,206	(-0,989 ; 0,578)
Rozdíl tlaku (45:55)	-2,073	(-2,973 ; -1,174)

U poměru systolického a diastolického tlaku 30:70, lze očekávat střední hodnotu rozdílu cca 0,241 mm Hg. 95% intervalový odhad je mezi -0,278 mm Hg a 0,762 mm Hg. U poměru systoly a diastoly 25:75, lze očekávat střední hodnotu rozdílu cca 0,760 mm Hg. 95% intervalový odhad je mezi -0,001 mm Hg a 1,520 mm Hg. U poměru systoly a diastoly 35:65, lze očekávat střední hodnotu rozdílu cca 2,023 mm Hg. 95% intervalový odhad je mezi 1,043 mm Hg a 3,002 mm Hg. U poměru systoly a diastoly 40:60, lze očekávat střední hodnotu rozdílu cca -0,206 mm Hg. 95% intervalový odhad je mezi -0,989 mm Hg a 0,578 mm Hg. U poměru systoly a diastoly 45:55, lze očekávat střední hodnotu rozdílu cca -2,073 mm Hg. 95% intervalový odhad je mezi -2,973 mm Hg a -1,174 mm Hg.

$$P(-0,278 < \mu_1 < 0,762) = 0,95 \quad (23)$$

$$P(-0,001 < \mu_2 < 1,520) = 0,95 \quad (24)$$

$$P(1,043 < \mu_3 < 3,002) = 0,95 \quad (25)$$

$$P(-0,989 < \mu_4 < 0,578) = 0,95 \quad (26)$$

$$P(-2,973 < \mu_5 < -1,174) = 0,95 \quad (27)$$

7.1.4 Bodový a 95% intervalový odhad rozdílu středních hodnot

95% intervalový odhad lze určit z rozdílu středních hodnot, protože rozdíly tlaku od referenčního tlaku ve všech poměrech pochází z normálního rozdělení.

$$\mu_1 - \mu_2 - \mu_3 - \mu_4 - \mu_5 = 0,156 \text{ mm Hg} \quad (28)$$

Na hladině významnosti 5 % je rozhodováno, zda rozdíl středních hodnot rozdílu tlaku u poměru systoly a diastoly (30:70), (25:75), (35:65), (40:60), (45:55) je statisticky významný

7.1.5 Nulová a alternativní hypotéza

V tabulce lze vidět nulovou a alternativní hypotézu pro rozdíl tlaku všech poměrů systolického a diastolického tlaku. Dále lze v tabulce vidět 95% intervalový odhad, který říká, že 95 % dat se bude pohybovat v daném intervalu a p-hodnotu Studentova t-testu, který rozhoduje, zda je na hladině významnosti 0,05 rozdíl tlaku statisticky významný.

Tabulka 7: Nulová a alternativní hypotéza rozdílu tlaku všech poměrů

Nulová a alternativní hypotéza	P-hodnota	95% intervalový odhad	Statistická významnost
$H_0: \mu_1^{REF} - \mu_1^{SYS} = 0$ $\mu_1^{REF} = \mu_1^{SYS}$ $H_A: \mu_1^{REF} - \mu_1^{SYS} \neq 0$ $\mu_1^{REF} \neq \mu_1^{SYS}$	0,352	$P (-0,278 < \mu_1 < 0,762) =$ 0,95	Není statisticky významný
$H_0: \mu_2^{REF} - \mu_2^{SYS} = 0$ $\mu_2^{REF} = \mu_2^{SYS}$ $H_A: \mu_2^{REF} - \mu_2^{SYS} \neq 0$ $\mu_2^{REF} \neq \mu_2^{SYS}$	0,050	$P (-0,001 < \mu_2 < 1,520) =$ 0,95	Není statisticky významný
$H_0: \mu_3^{REF} - \mu_3^{SYS} = 0$ $\mu_3^{REF} = \mu_3^{SYS}$ $H_A: \mu_3^{REF} - \mu_3^{SYS} \neq 0$ $\mu_3^{REF} \neq \mu_3^{SYS}$	<<0,001	$P (1,043 < \mu_3 < 3,002) =$ 0,95	Je statisticky významný
$H_0: \mu_4^{REF} - \mu_4^{SYS} = 0$ $\mu_4^{REF} = \mu_4^{SYS}$ $H_A: \mu_4^{REF} - \mu_4^{SYS} \neq 0$ $\mu_4^{REF} \neq \mu_4^{SYS}$	0,591	$P (-0,989 < \mu_4 < 0,578) =$ 0,95	Není statisticky významný
$H_0: \mu_5^{REF} - \mu_5^{SYS} = 0$ $\mu_5^{REF} = \mu_5^{SYS}$ $H_A: \mu_5^{REF} - \mu_5^{SYS} \neq 0$ $\mu_5^{REF} \neq \mu_5^{SYS}$	<<0,001	$P (-2,973 < \mu_5 < -1,174) =$ 0,95	Je statisticky významný

P-hodnota u poměru tlaku systolického a diastolického (30:70) je vyšší než 0,05, nelze vyvrátit nulovou hypotézu, rozdíl mezi referenčním tlakem a tlakem získaným výpočtem **není statisticky významný**.

P-hodnota u poměru tlaku systolického a diastolického (25:75) je vyšší než 0,05, nelze vyvrátit nulovou hypotézu, rozdíl mezi referenčním tlakem a tlakem získaným výpočtem **není statisticky významný**.

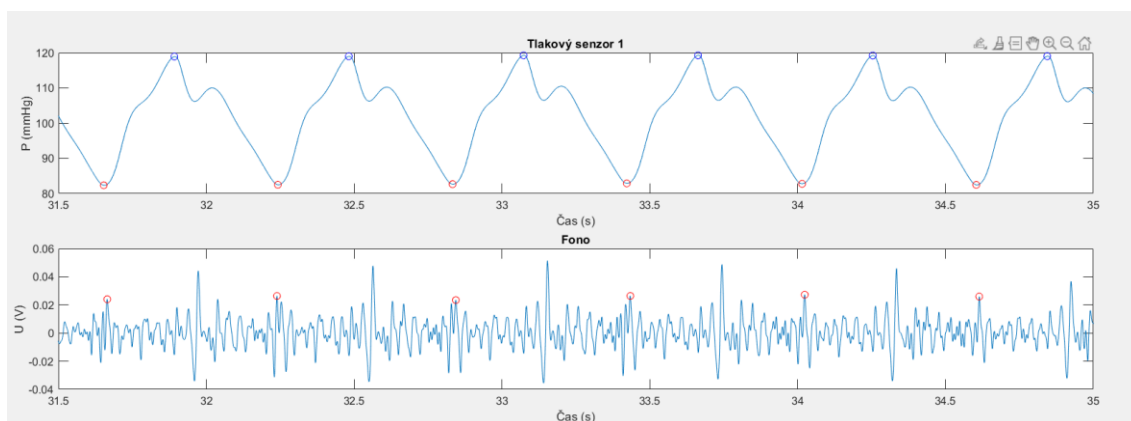
P-hodnota u poměru tlaku systolického a diastolického (35:65) je nižší než 0,05, nulová hypotéza je zamítnuta, rozdíl mezi referenčním tlakem a tlakem získaným výpočtem **je statisticky významný**.

P-hodnota u poměru tlaku systolického a diastolického (40:60) je vyšší než 0,05, nelze vyvrátit nulovou hypotézu, rozdíl mezi referenčním tlakem a tlakem získaným výpočtem **není statisticky významný**.

P-hodnota u poměru tlaku systolického a diastolického (45:55) je nižší než 0,05, nulová hypotéza je zamítnuta, rozdíl mezi referenčním tlakem a tlakem získaným výpočtem **je statisticky významný**.

7.2 Závislost fonokardiogramu na R-kmitu

Na kardiovaskulárním modelu nebylo možné měření elektrokardiografie, proto první nenulová hodnota u tlakové křivky, kdy je kapalina vypuzena do měřicího řetězce charakterizuje polohu R-kmitu.

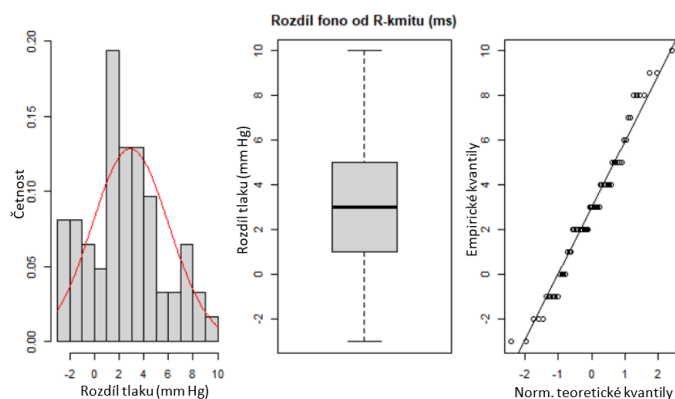


Obrázek 27: Závislost fonokardiogramu na R-kmitu

Červený puntík u tlakové křivky charakterizuje hodnotu R-kmitu u elektrokardiografie. Z důvodu nahrazení elektrokardiografie u metody závislé na rychlosti pulzní vlny bylo vyzkoušeno snímání fonokardiografie. Fonokardiograf byl umístěn na pumpu, která v měřicím řetězci simulovala srdce. Vizuálně lze vidět, že první nenulová hodnota tlakové křivky, která reprezentuje R-kmit se shoduje s druhým dominantním vrcholem na fonokardiogramu, který reprezentuje zavírání aortálních chlopní. Dále budeme zpracovávat časové zpoždění mezi R-kmitem a druhým dominantním vrcholem.

7.2.1 Ověření normálního rozdělení dat

V této kapitole je provedeno empirické a exaktní posouzení normality.



Obrázek 28: Empirické posouzení normality dat

Tabulka 8: Exaktní posouzení normality dat rozdílu fono od R-kmitu

	Šikmost	Špičatost	P – hodnota (Shapiro- Wilk test)	Předpoklad normality
Rozdíl fono od R-kmitu	0,2	-0,4	0,183	Nezamítnuto

Časové zpoždění mezi R-kmitem a druhým dominantním vrcholem pochází z normálního rozdělení. Byl proveden Shapiro-Wilk test, který potvrdil normální rozdělení dat.

7.2.2 Statistická významnost

V tabulce lze vidět hodnoty směrodatné odchylky, rozptylu, horní a dolní hradby u časového rozdílu polohy R-kmitu a dominantního zvuku při zavírání aortálních chlopní na fonokardiogramu.

Tabulka 9: Studentův t-testu na hladině významnosti 0,05

	Směrodatná odchylka	Rozptyl	Horní hradba	Dolní hradba	t-test
Rozdíl fono od R-kmitu	3,109	9,668	10,6	-4,4	<<0,001

V této tabulce byl proveden Studentův t-test, který rozhodl, že na hladině významnosti 0,05 je tento rozdíl statisticky významný.

7.2.3 Nulová a alternativní hypotéza

V následující tabulce lze vidět nulovou a alternativní hypotézu časového rozdílu mezi polohou R-kmitu a dominantním zvukem při zavírání aortálních chlopní na fonokardiogramu. Pro určení statistické významnosti je proveden Studentův t-test.

Tabulka 10: Nulová a alternativní hypotéza rozdílu fonu od R-kmitu

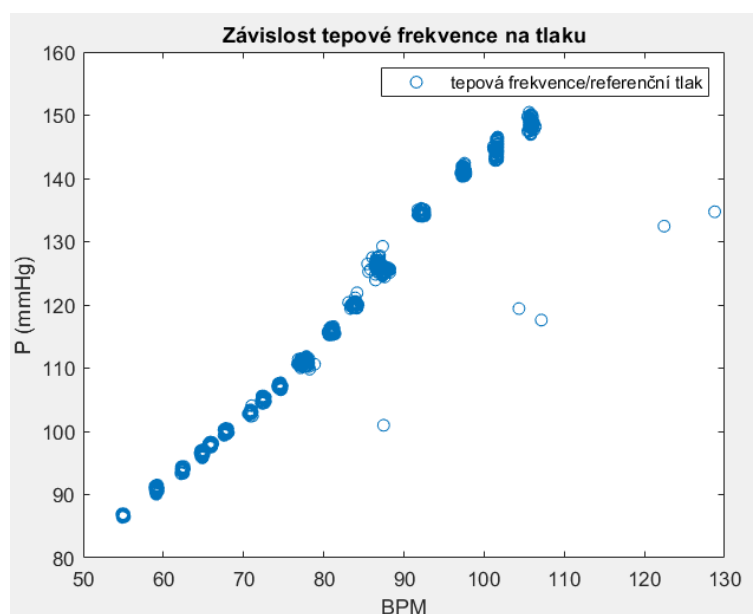
Nulová a alternativní hypotéza	P-hodnota	95% intervalový odhad	Statisticky významný
$H_0: \mu_1^{\text{Fono}} - \mu_1^{\text{R-kmit}} = 0$ $\mu_1^{\text{Fono}} = \mu_1^{\text{R-kmit}}$ $H_A: \mu_1^{\text{Fono}} - \mu_1^{\text{R-kmit}} \neq 0$ $\mu_1^{\text{Fono}} \neq \mu_1^{\text{R-kmit}}$	<<0,001	$P(2,146 < \mu < 3,725) = 0,95$	Je statisticky významný

P-hodnota časového rozdílu polohy fonokardiogramu od R-kmitu je nižší než 0,05, nulová hypotéza je zamítnuta, rozdíl mezi fonokardiogramem a R-kmitem je statisticky významný. Střední hodnota rozdílu fonokardiogramu od R-kmitu je okolo 2,935 ms. 95 % dat se bude pohybovat v daném intervalu odhadu.

7.3 Závislost krevního tlaku na jednotlivých parametrech

7.3.1 Závislost tepové frekvence na tlaku

Krevní tlak lze ovlivňovat několika fyziologickými parametry, kterými jsou změna tepové frekvence, změna minutového objemu, změna poměru systolického a diastolického tlaku, změna rezistence a mnoha dalších faktorů.

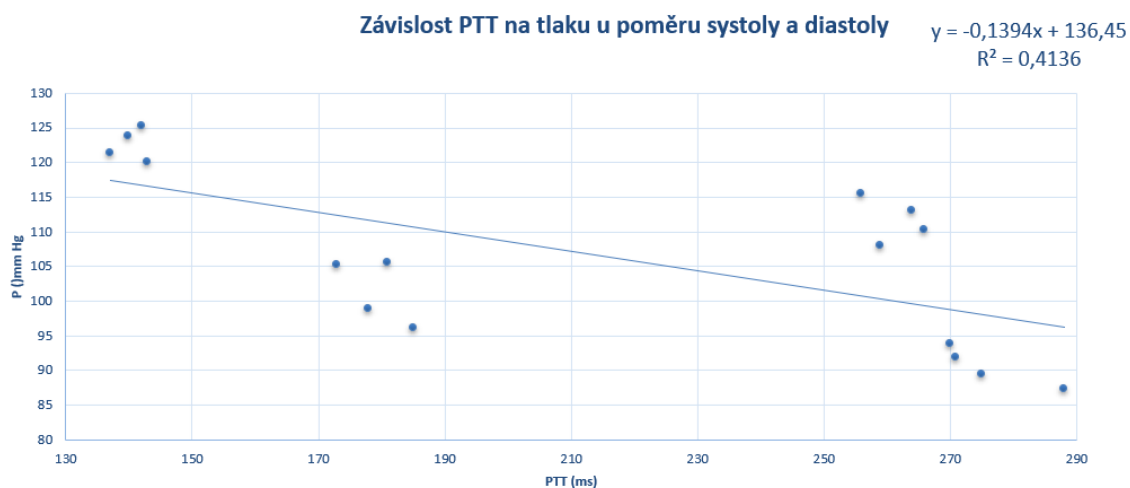


Obrázek 29: Závislost tepové frekvence na tlaku u KV modelu

Na obrázku lze vidět závislost tepové frekvence na tlaku. Na kardiovaskulárním modelu se při zvyšování tepové frekvence zvyšoval krevní tlak. Tato závislost existuje pouze na ideálním modelu lidského těla. V reálném případě u člověka závislost ovlivňuje například tuhost cév.

7.3.2 Závislost PTT na tlaku

Na obrázku lze vidět závislost doby přenosu pulzu na krevním tlaku. Doba přenosu pulzu neboli pulse transit time, je potřebná doba pro přenos pulzu z aortální chlopně do periferního místa. Toto časové zpoždění je nepřímo úměrné krevnímu tlaku. Se zvyšujícím se časovým zpožděním se snižuje krevní tlak.

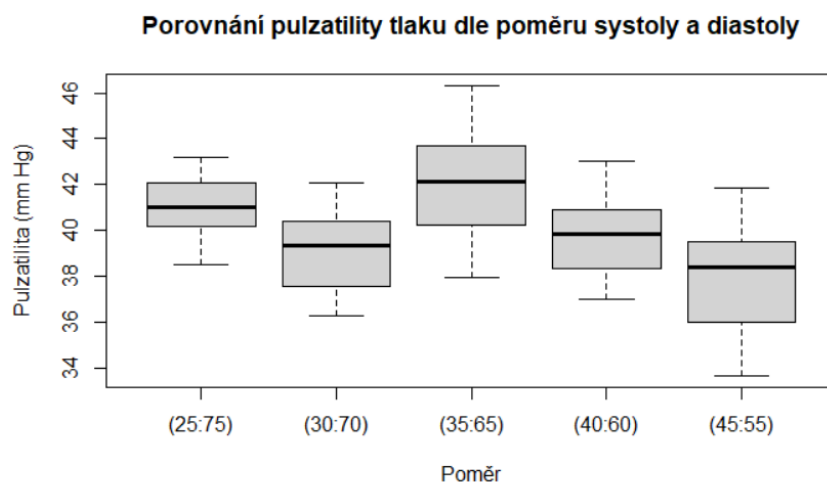


Obrázek 30: Závislost doby přenosu pulzu na tlaku

Na obrázku lze vidět body, které reprezentují mediány jednotlivých měření o jiných poměrech systolického a diastolického tlaku. Jednotlivé shluky bodů zastupují jiné tepové frekvence.

7.3.3 Závislost pulzního tlaku na poměru systoly a diastoly

Závislost pulzatility na tlaku byla provedena z důvodu zahrnutí dalšího parametru pro fyziologickou úpravu hodnotu tlaku, než je změna rezistence či minutového objemu.

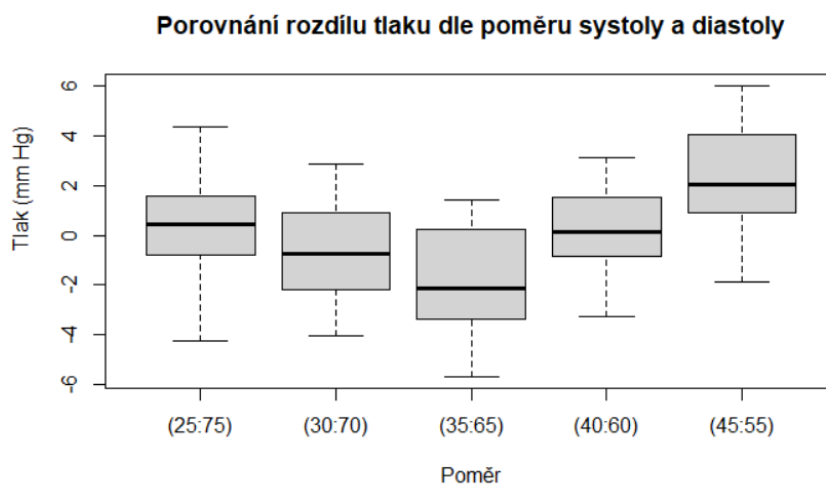


Obrázek 31: Závislost pulzního tlaku na poměry systoly a diastoly

Na obrázku lze vidět závislost pulzního tlaku na jednotlivých poměrech systolického a diastolického tlaku. Lze vidět, že změna poměru velmi ovlivňuje pulzní tlak. Tlaková amplituda u fyziologického poměru systolického a diastolického tlaku (30:70) se pohybuje kolem 40 mm Hg. U člověka je hodnota pulzního tlaku v ideálním případě 40 mm Hg. U poměru systoly a diastoly (40:60) je tlaková amplituda velmi podobná fyziologickému poměru. Pulzový tlak neboli tlaková amplituda charakterizuje rozdíl mezi tlakem systolickým a diastolickým. Tento tlak je ovlivněn zejména velikostí tepového objemu a poddajností stěn velkých tepen. To je způsobeno tím, že z tepen do kapilár teče krev kontinuálně, avšak přítok je pulzní.

7.3.4 Závislost rozdílu tlaku na poměrech

Rozdíl tlaku referenčního od tlaku vypočítaného pomocí algoritmu se měnil v závislosti na vstupních poměrech systolického a diastolického tlaku.

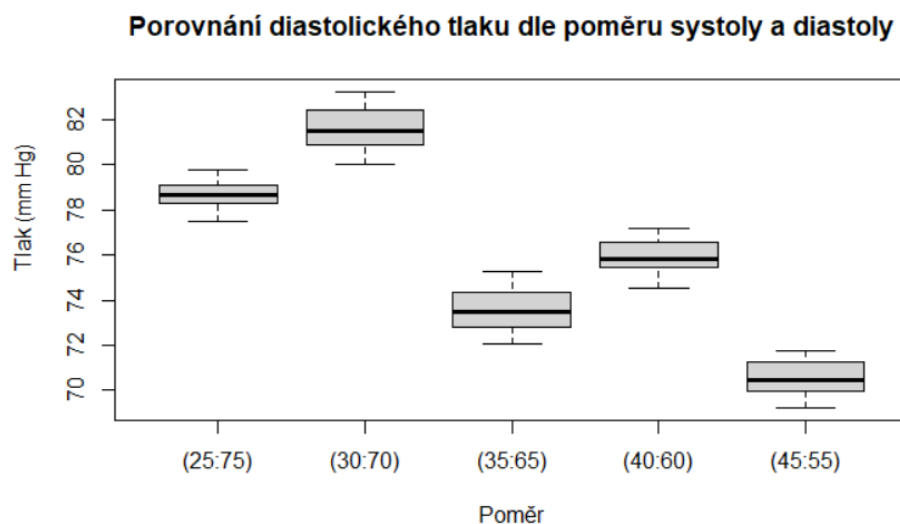


Obrázek 32: Závislost rozdílu tlaku na poměru systoly a diastoly

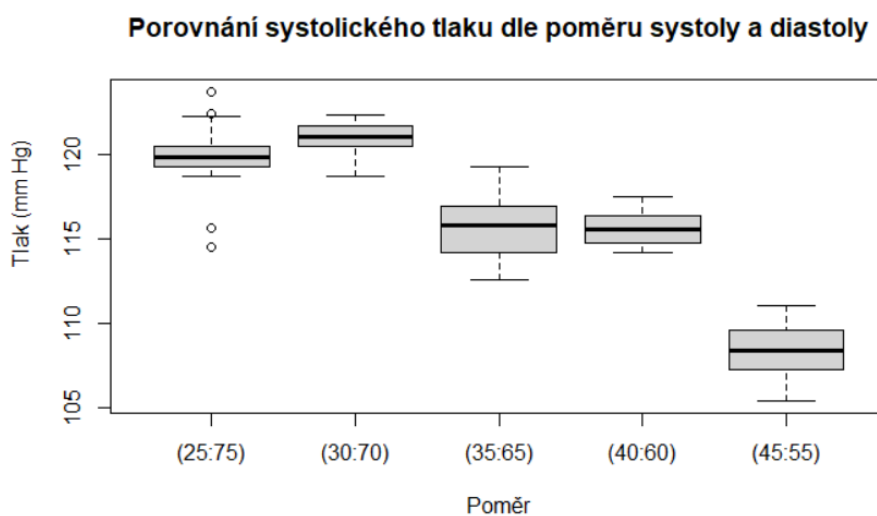
Na obrázku lze vidět závislost poměru systolického a diastolického tlaku na rozdílu tlaku referenčního od tlaku vypočítaným pomocí algoritmu. U fyziologického poměru (30:70) se rozdíl tlaku pohybuje kolem nuly. Jde vidět, že hodnota krevního tlaku je podstatně ovlivněna kromě změny rezistivity a minutového objemu i poměrem systolického a diastolického tlaku. Lze vidět, že podobně jako u boxplotu závislosti pulzatility na poměru systoly a diastoly je poměr 40:60 velmi podobný poměru fyziologickému.

7.3.5 Závislost systolického a diastolického tlaku na poměrech

Na následujících obrázcích lze vidět změny hodnoty tlaku systolického a diastolického závislé pouze na změně poměru systolického a diastolického tlaku. U tohoto měření byla nastavena jedna tepová frekvence (72 tepů/min) a jeden objem (25 ml/tep).



Obrázek 33: Závislost diastolického tlaku na poměru systoly a diastoly

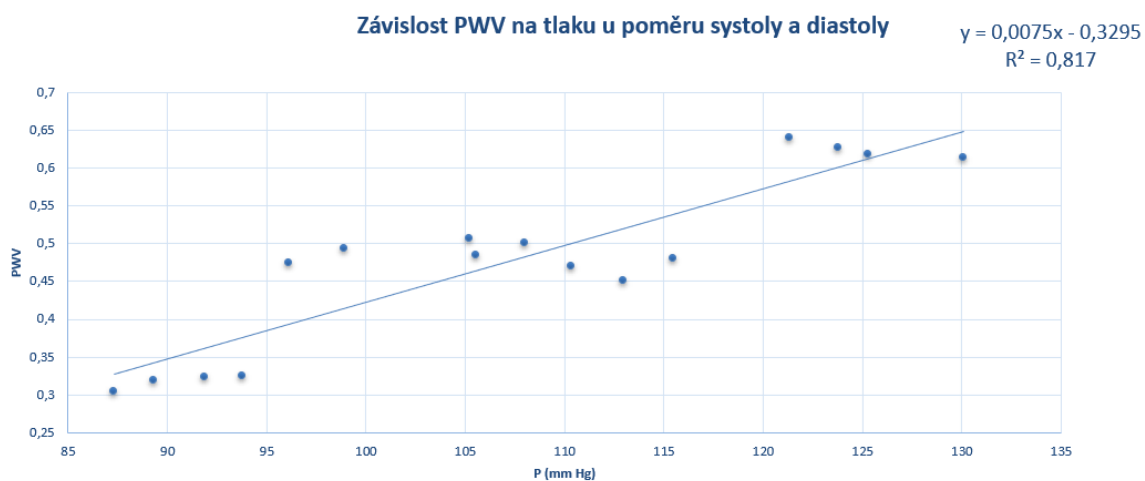


Obrázek 34: Závislost systolického tlaku na poměru systoly a diastoly

U fyziologického poměru 30:70, na který je hlavně tato práce zaměřena, se hodnota tlaku pohybuje kolem 120/80 mm Hg. Hodnota krevního tlaku je velmi ovlivněna změnou krevního objemu, změnou poměru systolického a diastolického tlaku a změnou rezistence. U poměru systoly a diastoly 25:75 byly nalezeny čtyři odlehlá pozorování. Vzhledem k tomu, že u všech dat byla na začátku odlehlá pozorování odstraněna, tyto nalezená odlehlá pozorování se již neodstraňují.

7.3.6 Závislost PWV na tlaku

Na posledním obrázku lze vidět závislost rychlosti pulzních vln na krevním tlaku. Rychlost pulzní vlny je přímo úměrná krevnímu tlaku. Se zvyšující se rychlostí pulzu se zvyšuje hodnota krevního tlaku.



Obrázek 35: Závislost rychlosti pulzu na tlaku

Jednotlivé body reprezentují mediány měření o různých poměrech systoly a diastoly. Každý shluk zastupuje jinou tepovou frekvenci. Pro měření této závislosti byly nastaveny hodnoty tepové frekvence (50, 60, 70, 90 tepů/min).

Závěr

Přesná hodnota krevního tlaku je velmi důležitá veličina pro prevenci, diagnostiku a následnou léčbu mnoha onemocnění. Krevní tlak je závislý na mnoha vnitřních i vnějších faktorech a během dne tato hodnota kolísá. U intermitentního měření se hodnota krevního tlaku může lišit od hodnoty skutečné. Hodnota zde může být ovlivněna například syndromem „bílého pláště“, který může hodnotu krevního tlaku zcela znehodnotit. Kontinuální monitorování krevního tlaku je u různých onemocnění základem pro klinickou léčbu. Zlatým standardem kontinuálního měření krevního tlaku je arteriální katetrizace. Tento způsob je pro pacienty nekomfortní a může způsobit vážné komplikace. V dnešní době je věnována velká pozornost kontinuálnímu měření krevního tlaku neinvazivně.

V teoretické části diplomové práce byla provedena analýza dosavadní problematiky a stávajících algoritmů. V části praktické pak zjištění závislosti hodnoty krevního tlaku na jednotlivých biologických signálech snímaných na kardiovaskulárním modelu. Pro měření závislosti hodnoty krevního tlaku na časovém zpoždění pulzní vlny byl sestaven měřicí řetězec, který byl připojen k pumpě simulující srdce a zavěšen do lidského torza, pro co největší přiblížení fyziologickému modelu. Díky tomu bylo možné ve výsledném algoritmu počítat s působícím gravitačním zrychlením, které ovlivňuje výslednou hodnotu krevního tlaku. Měření biologických signálů bylo prováděno na kardiovaskulárním modelu, kde bylo možné sledovat závislosti jednotlivých fyziologických parametrů ovlivňující výslednou hodnotu krevního tlaku. Hlavní výhodou kardiovaskulárního modelu byla možnost nastavení jednotlivých parametrů, jako je změna tepové frekvence, minutového objemu či poměru systolického a diastolického tlaku, což u člověka není možné, a díky tomu bylo možné zjistit závislost a regulaci hodnoty tlaku na jednotlivých fyziologických parametrech. Celý proces zjištění časového zpoždění pulzní vlny pro určení výsledné hodnoty na kardiovaskulárním modelu byl tvořen třemi částmi. V první části byla nutná tvorba měřicího řetězce. Hlavním úkolem bylo vytvoření modelu, který se co nejvíce podobá lidskému tělu. Z toho důvodu byla dominantním prvkem vytvořeného měřicího řetězce silikonová aorta, na kterou byly připojeny hadičky se specifickými vlastnostmi, které reprezentovaly jednotlivé artérie vystupující z aorty lidského těla. Tyto hadičky zastupující artérie přecházely přes kapiláry, vytisknuté na SLA tiskárně, do hadiček zastupující vény. Tvorba kapilár neboli periferních odporů, byla nutná pro fyziologické měření. Periferní odpory zastupovaly funkci kapilár v lidském těle a zvyšovaly tak tlak v artériích a snižovaly pulzní přítok a tlak do vén. Aorta s kapilárami a hadičkami, reprezentujícími artérie a vény, byla zavěšena do torza lidského těla tak, aby na celý měřicí řetězec působilo gravitační zrychlení, jako je tomu v lidském těle. Z kardiovaskulárního modelu bylo prováděno snímání biologických signálů pomocí měřicího zařízení. Časové zpoždění pulzu bylo vyhodnocováno díky snímání pulzní vlny, elektrické aktivity a ozev pumpy zastupující srdce v obvodu. Pro kontrolu algoritmu bylo provedeno kontrolní měření na lidech. Poslední částí procesu měření bylo vytvoření softwaru pro detekci lokálních maxim a minim u snímaných biologických signálů, měření časového zpoždění a následné vyhodnocení hodnoty krevního tlaku pomocí algoritmu vytvořeného v programu Matlab. Všechny získané hodnoty krevního tlaku byly statisticky zpracovány v programu R-Studio. Bylo provedeno zjištění normálního rozdělení dat, jednotlivých statistických parametrů a provedeno zjištění statistické významnosti rozdílu tlaku referenčního od tlaku získaného pomocí algoritmu. Po statistickém zpracování dat lze konstatovat správnost algoritmu. Po ověření normálního rozdělení dat byl proveden Studentův t-test, který rozhodl, že rozdíl referenčního tlaku a tlaku vypočítaného pomocí

algoritmu u fyziologického poměru systolického a diastolického tlaku na hladině významnosti 0,05, není statisticky významný. Směrodatná odchylka rozdílu referenčního a vypočteného tlaku pomocí algoritmu je 1,056 mm Hg. Byly splněny všechny body zadání diplomové práce. V poslední části práce byla popsána prokázaná závislost mezi změnou fyziologických parametrů na časovém zpoždění pulzní vlny a výsledné hodnotě krevního tlaku. Z výsledků je patrné, že u měření na kardiovaskulárním modelu je rozdíl tlaku referenčního a tlaku získaného pomocí algoritmu nižší než u kontrolního měření na lidech. Tento výsledek je zřejmě ovlivněn referenčním měřením tlaku. U kardiovaskulárního modelu byl snímán referenční tlak nepřetržitě vůči každému časovému zpoždění pulzu, zatímco u kontrolního měření na lidech bylo prováděno měření časového zpoždění po určitou dobu vůči jedné referenční hodnotě tlaku měřené oscilometrickou metodou. V případě měření referenční hodnoty krevního tlaku u člověka invazivní metodou, pomocí katétru, by tento rozdíl mezi kardiovaskulárním modelem a člověkem pravděpodobně nenastal.

Vzhledem k tomu, že měření bylo prováděno na kardiovaskulárním modelu, není možné tvrzení obecné platnosti výsledků. Je možné pouze předpokládat, že stejné závislosti by bylo dosaženo i u jiných případů. Do budoucna však bude možné využít celou hardwarovou a softwarovou část této práce, pro měření závislosti krevního tlaku na zpoždění pulzu v laboratorních podmínkách a pro další zjišťování nových závislosti krevního tlaku na fyziologických parametrech a rozvoji algoritmů.

Použitá literatura

- [1] VÍTKOVÁ, Mgr. Jarmila. Biologie člověka [online]. s. 75-77 [cit. 2020-10-10]. Dostupné z: <http://followers.thcnet.cz/CyberNet/Punk-Rock%20Rebels%20Library/5.%20ENCYCLOPEDIA/07.%20Biology/Biologie%20Cloveka.pdf>
- [2] IVÁK, Peter, Josef FONTANA, Patrik MAĎA a Josef KROUPA. Srdce: Úvod a funkční morfologie srdce. Funkce buněk a lidského těla [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [3] Jak srdce vypadá a pracuje? IK+EM [online]. [cit. 2020-10-10]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/kardiocentrum/klinika-kardiovaskularni-chirurgie/o-nas/co-u-nas-lecime/zakladni-informace/a-1383/>
- [4] NOVOTNÁ, Veronika. Biomechanika krevního oběhu. Hradec Králové, 2016. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, farmaceutická fakulta v Hradci Králové, katedra biofyziky a fyzikální chemie. Vedoucí práce Mgr. Monika Kuchařová, Ph.D.
- [5] SHIEL JR., William C. High Blood Pressure (Hypertension): Symptoms, Causes, Treatments. MedicineNet [online]. 2017 [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: https://www.medicinenet.com/high_blood_pressure_pictures_slideshow/article.htm
- [6] MACGILL, Markus. What is a normal blood pressure? MedicalNewsToday [online]. 2019 [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/270644#what-is-blood-pressure>
- [7] KITTNAR, Otomar. Lékařská fyziologie. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [8] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [9] Krevní tlak dle věku - jaké jsou optimální hodnoty? [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.tlakomery.cz/krevni-tlak-dle-veku-jake-jsou-optimalni-hodnoty>
- [10] Nízký nebo vysoký tlak – obojí nám může ublížit [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://www.cpzp.cz/clanek/3313-0-Nizky-nebo-vysoky-tlak-oboji-nam-muze-ublizit.html>
- [11] Měření krevního tlaku 1. část: Obecné principy. In: HYPERTENZE & kardiovaskulární prevence [online]. Praha, 2016, s. 1-3 [cit. 2020-03-10]. Dostupné z: <http://www.hypertension.cz/sqlcache/mereni-cast-1.pdf>
- [12] SVAČINOVÁ, Mgr. Jana a Ing. Jana HRUŠKOVÁ. FYZIOLOGIE CÉVNÍHO SYSTÉMU [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: https://is.muni.cz/www/345402/66012191/Materialy_krevni_tlak.pdf
- [13] RICH, Kathleen. Research article review: Clinical comparison of automatic, noninvasive measurements of blood pressure in the forearm and upper arm. Journal of Vascular Nursing [online]. 2016, 34(4), 158-159 [cit. 2020-10-22]. ISSN 10620303. Dostupné z: doi:10.1016/j.jvn.2016.10.001
- [14] GRIBBIN, Brian, Andrew STEPTOE a Peter SLEIGHT. Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change. Psychophysiology [online]. 1976, 13(1), 86-90 [cit. 2020-10-12]. ISSN 0048-5772. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8986.1976.tb03344.x
- [15] SOLA I CARÓS, Josep Maria. Continuous non-invasive blood pressure estimation. Zurich, 2011. Disertační práce. M. Sc. Telecommunications, Universitat Politècnica de Catalunya born on the 6th of June, 1980 citizen of Catalonia, Spain.

- [16] Shriram, R., Wakankar, A., Daimiwal, N., & Ramdasi, D. (2010). Continuous cuffless blood pressure monitoring based on PTT. 2010 International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology. doi:10.1109/icbbt.2010.5479013
- [17] BENEŠ, Jan, Alena ŠIMANOVÁ a Eduard KASAL. Současné možnosti kontinuálního neinvazivního monitorování arteriálního tlaku. Intenzivní medicína. Fakultní nemocnice Plzeň, 2014, , 1-10.
- [18] MEIDERT, Agnes S. a Bernd SAUGEL. Techniques for Non-Invasive Monitoring of Arterial Blood Pressure. *Frontiers in Medicine* [online]. 2018, 4 [cit. 2020-10-20]. ISSN 2296-858X. Dostupné z: doi:10.3389/fmed.2017.00231
- [19] GEDDES, L. A. Handbook of Blood Pressure Measurement [online]. Totowa, NJ: Humana Press, 1991 [cit. 2020-10-22]. ISBN 978-1-4684-7172-4. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-4684-7170-0
- [20] OGEDEGBE, Gbenga and Thomas PICKERING. Principles and techniques of blood pressure measurement.[i] *Cardiology clinics*.[/i] 2010, 28(4), 571-586. ISSN 0733-8651.
- [21] LIU, Jiankun, Hao-Min CHENG, Chen-Huan CHEN, Shih-Hsien SUNG, Mohsen MOSLEHPOUR, Jin-Oh HAHN a Ramakrishna MUKKAMALA. Patient-Specific Oscillometric Blood Pressure Measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2016, 63(6), 1220-1228 [cit. 2020-10-27]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2015.2491270
- [22] MCENIERY, Carmel M., et al. Central blood pressure: current evidence and clinical importance. [i]*European Heart Journal*.[/i] 2014, 35(26), 1719-25. eISSN 1522-9645. ISSN 0195-668X.
- [23] NELSON, Matthew R., Jan STEPANEK, Michael CEVETTE, Michael COVALCIUC, R. Todd HURST a A. Jamil TAJIK. Noninvasive Measurement of Central Vascular Pressures With Arterial Tonometry: Clinical Revival of the Pulse Pressure Waveform? *Mayo Clinic Proceedings* [online]. 2010, 85(5), 460-472 [cit. 2020-10-22]. ISSN 00256196. Dostupné z: doi:10.4065/mcp.2009.0336
- [24] DING, Xiaorong a Yuan-Ting ZHANG. Pulse transit time technique for cuffless unobtrusive blood pressure measurement: from theory to algorithm. *Biomedical Engineering Letters* [online]. 2019, 9(1), 37-52 [cit. 2020-10-24]. ISSN 2093-9868. Dostupné z: doi:10.1007/s13534-019-00096-x
- [25] Dastjerdi, A. E., Kachuee, M., & Shabany, M. (2017). Non-invasive blood pressure estimation using phonocardiogram. 2017 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS). doi:10.1109/iscas.2017.8050240
- [26] FORTIN, J., W. MARTE, R. GRÜLLENBERGER, et al. Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2006, 36(9), 941-957 [cit. 2020-11-08]. ISSN 00104825. Dostupné z: doi:10.1016/j.compbiomed.2005.04.003
- [27] WANG, Ruiping, Wenyan JIA, Zhi-Hong MAO, Robert J. SCLABASSI a Mingui SUN. Cuff-free blood pressure estimation using pulse transit time and heart rate. In: 2014 12th International Conference on Signal Processing (ICSP) [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 115-118 [cit. 2020-11-16]. ISBN 978-1-4799-2188-1. Dostupné z: doi:10.1109/ICOSP.2014.7014980
- [28] SAHU, Dinesh a M. BHASKARAN. Palpatory Method of Measuring Diastolic Blood Pressure. *Journal of Anaesthesiology Clinical Pharmacology* [online]. 2010 [cit. 2020-11-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3087253/>
- [29] OMARI, Tahar a Fethi BEREKSI-REGUIG. A new approach for blood pressure estimation based on phonocardiogram. *Biomedical Engineering Letters* [online]. 2019, 9(3), 395-406 [cit. 2020-11-18]. ISSN 2093-9868. Dostupné z: doi:10.1007/s13534-019-00113-z

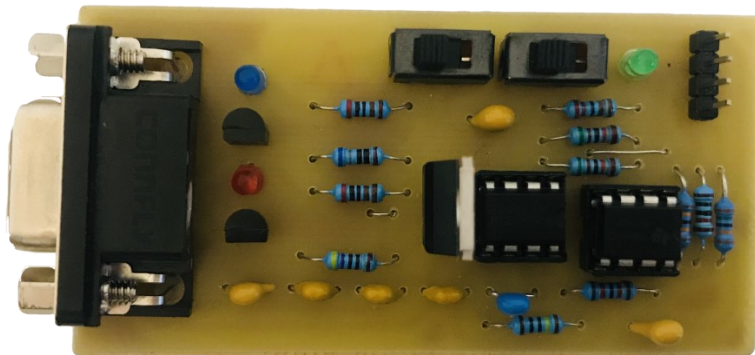
Seznam příloh

Příloha A: Deska plošných spojů pro snímání pulzní vlnyII

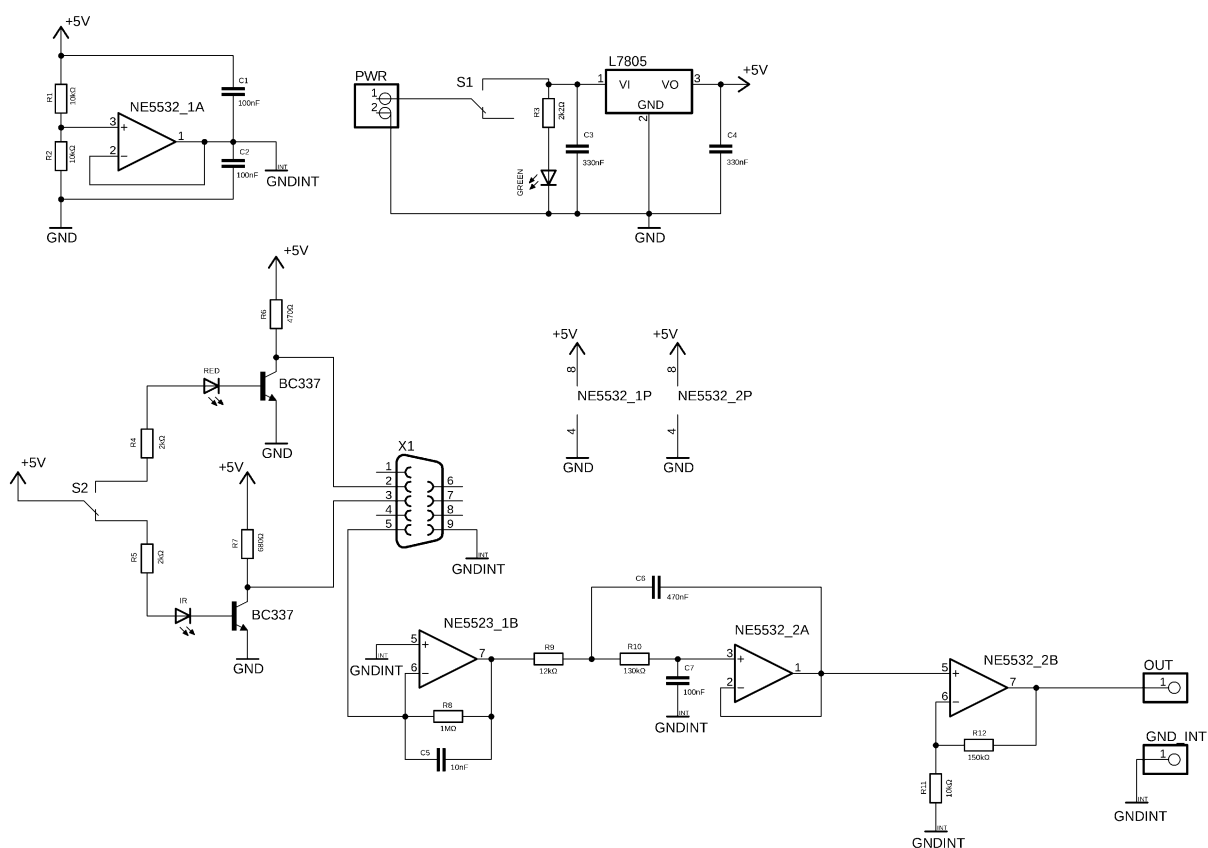
Seznam elektronických příloh:

1. Naměřená data v programu LabChart
2. Program pro zpracování dat v programu Matlab
3. Program pro zpracování fonokardiogramu v programu Matlab
4. Program pro statistické zpracování dat v programu R-studio
5. Návrh desky plošný spojů v programu Eagle
6. 3D modely

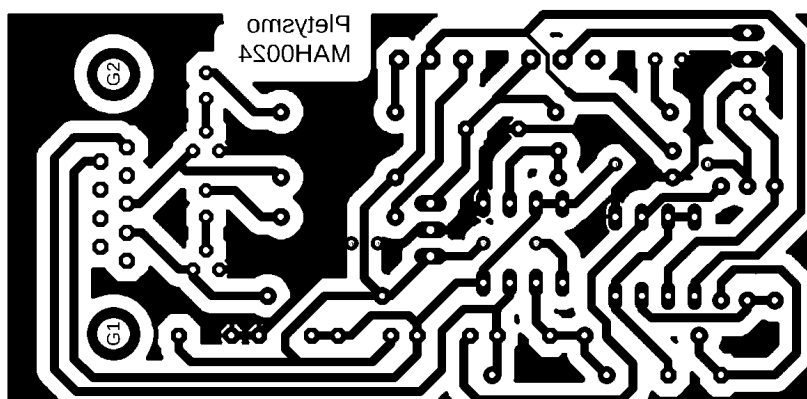
Příloha A: Deska plošných spojů pro snímání pulzní vlny



Obrázek A.1: DPS pletysmo snímač



Obrázek A.2: Schématické zapojení pro zpracování pletysmo snímače



Obrázek A.3: Obvodové zapojení pro zpracování pletysmo snímače